

AUS DEM LEHRSTUHL
FÜR ZAHNERHALTUNG UND PARADONTOLOGIE
DIREKTOR: PROF. DR. G. SCHMALZ
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

**Beeinflussung der Polymerisation eines selbstadhäsiven
Komposits durch verschiedene Keramiken in unterschiedlichen Stärken**

Eine in vitro Studie
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Anika Zierhut

2013

AUS DEM LEHRSTUHL
FÜR ZAHNERHALTUNG UND PARADONTOLOGIE
DIREKTOR: PROF. DR. G. SCHMALZ
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

**Beeinflussung der Polymerisation eines selbstadhäsiven
Komposits durch verschiedene Keramiken in unterschiedlichen Stärken**

Eine in vitro Studie
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Anika Zierhut

2013

Dekan: Prof. Dr. Dr. Torsten E. Reichert

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Gottfried Schmalz

2. Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. Peter Proff

Tag der mündlichen Prüfung: 20. November 2013

INHALT

1	Einleitung	1
2	Literaturübersicht	4
2.1	Komposite und Kompositbefestigungssysteme	4
2.1.1	Adhäsive Befestigung	4
2.1.2	Einteilung der Befestigungskomposite	5
2.1.3	Zusammensetzung und Eigenschaften	6
2.2	Polymerisation	7
2.2.1	Chemisch härtende Komposite	8
2.2.2	Lichthärtende Komposite	8
2.2.3	Dualhärtende Komposite	10
2.3	Initiatorsysteme	11
2.3.1	Dibenzoylperoxid-Amin-System	11
2.3.2	Photoinitiatorsysteme	12
2.3.2.1	Kampherchinon	12
2.3.2.2	1-Phenyl-1,2-Propandion	13
2.3.2.3	Lucirin TPO	14
2.4	Polymerisationsgeräte	15
2.4.1	UV-Lampen	15
2.4.2	Blaulichtlampen	15
2.4.3	Halogenlampen	15
2.4.4	Plasmalampen	16
2.4.5	LED-Geräte	17
2.5	Keramiken	18
2.5.1	Einteilung und Eigenschaften	18
2.5.1.1	Silikatkeramik	21
2.5.1.1.1	Feldspatkeramik	21

2.5.1.1.2	Glaskeramik	21
2.5.1.2	Oxidkeramik	22
2.5.2	Herstellungsverfahren.....	24
2.5.2.1	Additiv formgebende Herstellungsverfahren	24
2.5.2.1.1	Sintern.....	24
2.5.2.1.2	Gießen.....	24
2.5.2.1.3	Pressen	25
2.5.2.2	Subtraktiv formgebende Herstellungsverfahren	25
2.5.2.2.1	CAD/CAM.....	25
2.5.2.2.2	Cerec.....	26
2.6	Härteprüfung	27
2.6.1	Härtebegriff.....	27
2.6.2	Härteprüfverfahren	27
2.6.3	Statische Härteprüfung nach Vickers	28
3	Fragestellung	29
4	Material und Methode	30
4.1	Versuchsdesign im Überblick	30
4.2	Keramik	31
4.2.1	Leuzitverstärkter Lithiumdisilikat-Presskeramik.....	32
4.2.2	Zirkonoxidkeramik.....	32
4.3	Polymerisationsgerät	33
4.4	Selbstadhäsiver universaler Komposit-Befestigungszement	34
4.5	Versuchsdurchführung.....	37
4.6	Bestimmung der Durchhärtetiefe nach ISO 4049	38
4.7	Bestimmung der Vickershärte.....	38
4.7.1	Einbetten der Proben	38
4.7.2	Ausarbeitung und Politur	39
4.7.3	Messung der Vickershärte	39

4.8	Statistische Auswertung	40
4.8.1	Statistische Auswertung der Durchhärtetiefe	41
4.8.2	Statistische Auswertung der Vickershärte	41
4.8.3	Faktorenanalyse	41
5	Ergebnisse	42
5.1	Emissionsspektrum und Lichtleistung	42
5.2	Durchhärtetiefe	42
5.2.1	Vergleich unterschiedlicher Keramikdicken	44
5.2.2	Vergleich unterschiedlicher Keramikarten	44
5.2.3	Vergleich der Durchhärtetiefe mit und ohne Lichtaktivierung	45
5.2.4	Ergebnisse der Error-Rates Methode	45
5.3	Vickershärte	46
5.3.1	Vergleich der Keramikdicken	47
5.3.2	Vergleich der Vickershärte mit und ohne Lichtaktivierung	48
5.3.3	Vergleich der Keramikarten	49
5.3.4	Vergleich Kompositdicken gegeneinander (abhängig)	50
5.3.5	Ergebnisse der Error-Rates-Methode	51
6	Diskussion	52
6.1	Material und Methode	52
6.1.1	Auswahl Keramik	52
6.1.2	Auswahl Lampe	53
6.1.3	Auswahl Befestigungskomposit	54
6.1.4	Herstellung der Prüfkörper und Lagerung	55
6.1.5	Härtemessverfahren	56
6.1.5.1	Durchhärtetiefe als Maß der Polymerisation	57
6.1.5.2	Vickershärte als Maß der Polymerisation	57
6.2	Ergebnisse	58
6.2.1	Einfluss Der Lichtaktivierung	58

6.2.2	Einfluss Der Keramikart und Keramikstärke.....	59
6.2.3	Einfluss des Befestigungskomposits und der Kompositschichtstärke	62
6.3	Schlussfolgerung	64
7	Zusammenfassung	65
8	Tabellarischer Anhang.....	67
8.1	Ergebnistabellen	67
8.1.1	Durchhärtetiefe.....	67
8.1.2	Vickershärte	67
8.2	Signifikanztabellen	68
8.2.1	Keramiken gegeneinander	68
8.2.2	Keramikdicken gegeneinander.....	68
8.2.3	Lichthärtung vs. Keine Lichtaktivierung	69
8.2.4	Kompositdicken gegeneinander (abhängig – Wilcoxon)	69
9	Materialliste	70
10	Literaturverzeichnis	71
11	Danksagung	80

1 EINLEITUNG

Im Zeitalter der ästhetischen Zahnheilkunde sind zahnfarbene Restaurationen aus der heutigen Gesellschaft nicht mehr wegzudenken. Steigende ästhetische Ansprüche des Patienten stellen an Zahnarzt und Zahntechniker höchste Anforderungen.

In den letzten Jahren konnte eine enorme Entwicklung in der Adhäsivtechnik und somit auch in der Befestigung von Inlays, Veneers und Teilkronen aus Keramik beobachtet werden. Inzwischen ist die Eingliederung von keramischen Zahnersatz im Front und Seitenzahnbereich ein Routineverfahren und gilt als wissenschaftlich anerkannt [118]. In den meisten klinischen Fällen wird heute ein dualhärtendes, auf BIS-GMA basierendes, Feinpartikelhybridkomposit zur adhäsiven Befestigung einer keramischen Restauration verwendet, das sowohl chemisch als auch durch Licht polymerisiert.

Um die Keramikteile mit Schmelz und Dentin adhäsiv zu verbinden, wird ein geeignetes Bondingsystem empfohlen. Der Grund für den Trend in Richtung Dualhärtung liegt in der starken Abnahme der Aushärtung von ausschließlich lichtreagiblem Komposit bei der Bestrahlung von Zahnhartsubstanz und Werkstücken aus Keramik oder Komposit mit zunehmender Substanzdicke [14, 24, 62] und Kavitätestiefe. Strang et al. zeigten, dass Keramik 40 - 50 % des Nutzlichtes absorbiert, was mit zunehmender Dicke der Keramik durch längere Bestrahlungszeiten ausgeglichen werden sollte [125]. Rueggeberg et. al. wiesen zudem nach, dass die Bestrahlungszeit für mikrogefüllte, lighthärtende Komposite größer sein muss als für hybride dualhärtende Komposite [114].

Als Photoinitiator fungiert bei den meisten dentalen Kompositen das α -Diketon Kampherchinon [135]. Der effizienteste Wellenlängenbereich, um Kampherchinon zur Produktion freier Radikale anzuregen, liegt zwischen 450 und 490 nm mit einer maximalen Absorption bei 468 nm [69, 93]. Somit sollten Lichthärtegeräte einen Bereich von 400 - 520 nm unbedingt abdecken, um eine adäquate Polymerisation zu gewährleisten [5].

Die Anzahl der Doppelbindungen, die zu Einfachbindungen konvertiert werden, bestimmt den Polymerisationsgrad. Um einen möglichst hohen Polymerisationsgrad zu erzielen, wird eine adäquate Polymerisation angestrebt. Hierfür werden suffiziente Lichtintensität, korrekte Wellenlänge und eine angemessene Bestrahlungszeit gefordert [75]. Hofmann et al. diskutierten die Korrelation zwischen dem Polymerisationsgrad und dem Produkt des Logarithmus aus Lichtintensität und Bestrahlungszeit [24, 61, 63, 79, 115]. Obwohl die Bedeutung der Korrela-

tion zwischen Polymerisationszeit und Konversionsrate kontrovers diskutiert wird [57], gilt eine adäquate Polymerisation im Allgemeinen als entscheidender Faktor und Voraussetzung hinsichtlich Stabilität sowie Biokompatibilität [61, 75].

Eine unvollständige Polymerisation kann zu einer geringeren Monomer-Umsetzung mit einer erhöhten Anzahl an Rest-Doppelbindungen führen. Dies wiederum ist gleichbedeutend mit ungünstigeren physikalischen Eigenschaften des Materials und beeinflusst die Güte und somit die Lebensdauer der Restauration in negativer Weise [15, 75]. Überdies kann ein erhöhter Anteil an Restmonomer, ergo ein geringerer Konversionsgrad, zu Pulpairritationen führen [75, 93, 126].

Ein anderes Problem stellt die Verschlechterung physikalischer Eigenschaften eines Komposites mit Zunahme der Distanz der Lichtaustrittsöffnung zum Werkstoff dar [45, 52]. Mit zunehmender Distanz verhält sich die Lichtintensität umgekehrt proportional zum Quadrat der Entfernung vom Lichtaustrittsfenster bis zur Oberfläche des bestrahlten Materials [19, 52, 55]; die abnehmende Lichtintensität verursacht letztlich ein Absinken der Durchhärtetiefe [47]. Um ein optimales Polymerisationsergebnis zu erzielen, wird angestrebt, den Lichtleiter möglichst direkt auf die Restauration zu setzen [52, 95]. Dem steht zum einen der eingeschränkte Zugang zum Molarenbereich [45], zum anderen die Zunahme der Distanz zwischen Lichtaustrittsfenster und Boden approximaler Kavitäten von mehr als 8 mm [52] entgegen.

Nicht zuletzt wirken sich auch Zusammensetzung und Farbe des Komposites bzw. der Keramik auf das Polymerisationsergebnis aus. Dunkle Materialien lassen sich nicht so tief aushärten wie helle. Mikrofüller besitzen aufgrund des Lichtstreuungseffektes der kleinen Füllkörper und der damit verbundenen Absorption eine schlechtere Konversion als konventionelle Makrofüller [55].

In jüngster Zeit werden immer mehr sogenannte Hybrid-Befestigungszemente zur Befestigung von Kronen und Brücken, aber auch von Inlay- und Onlay-Restaurationen verwendet. Hybridzemente sind vergleichsweise einfach zu verarbeiten und eignen sich speziell zum Routineeinsatz bei metallbasierten Kronen- und Brückenarbeiten. Für den rein adhäsiven Einsatz von Keramikarbeiten mit geringer Retentionsfläche war ihr Einsatz bislang limitiert. Je nach Material waren die Haftung an Zahnschmelze und indirekter Restauration zu niedrig, die Wasseraufnahme und Quellung zu hoch, so dass Frakturen von Zahn und Keramik nicht ausgeschlossen werden konnten.

Ziel der vorliegenden Studie ist es, anhand der Durchhärtetiefe und der Vickershärte die Polymerisation eines selbstadhäsiven, universalen Composite-Befestigungszement durch zwei verschiedene Keramiken zu testen. Ferner ist von Interesse, ob einer der Parameter (Komposit, Keramik, Polymerisationseinheit) den Polymerisationsgrad stärker beeinflusst als die anderen.

Aufgrund einer übergreifenden Fragestellung und thematisch zusammenhängender Bearbeitung wurde bei diese Arbeit in Anlehnung einer parallel laufenden Studie von Christoph Hassenberger mit dem Thema: Einfluss verschiedener Keramiken in verschiedenen Schichtstärken auf die Polymerisation eines selbstadhäsiven Befestigungskomposits ähnliche Literatur verwendet [54]. Es wurden - bis auf das selbstadhäsive Komposit - die gleichen Materialien benutzt und die gleiche Methode angewendet, um die beiden Arbeiten vergleichen zu können.

2 LITERATURÜBERSICHT

2.1 KOMPOSITE UND KOMPOSITBEFESTIGUNGSSYSTEME

Nicht nur im Frontzahnbereich, sondern auch im Seitenzahnbereich hat sich die Vollkeramik als Restaurationsmaterial in vielen Indikationsbereichen durchgesetzt [113]. Deshalb musste eine ästhetische Alternative zu den Silikatzementen und unverstärkten Methylmethacrylaten gefunden werden [104]. Allerdings bewährten sich die in den 60ern Jahren eingeführten Kunststoffe hinsichtlich ihrer adhäsiven Qualitäten nicht [119]. Rose et al. fanden heraus, dass in Polymethylmethacrylat eingebaute inerte Füllstoffe zu einer Reduktion der Polymerisationsschrumpfung, der thermischen Expansion und der Wasseraufnahme führten [112]. Man bemühte sich, eine Kombination aus Epoxidharzen und gefüllten Methacrylaten zu finden, um die Schrumpfung weiter zu reduzieren [112].

Bowen schaffte 1962 mit der Entwicklung des sogenannte „Bowen-Monomer“ den Durchbruch bei den Kompositen. Das hochmolekulare Bisphenol A Glycidylmethacrylat (Bis-GMA) mit für damalige Verhältnisse geringer Polymerisationsschrumpfung ist heute noch die Grundlage für eine Reihe von Kompositzementen, die selbsthärtend, lichterhärtend und dualhärtend zur Verfügung stehen.[16, 36].

2.1.1 ADHÄSIVE BEFESTIGUNG

Das Befestigen von Keramikrestorationen hat sich grundlegend verändert: Während früher zum Einsetzen vor allem Zemente verwendet wurden, nutzt man heute zunehmend die Adhäsivtechnik mittels Befestigungskomposit, um eine möglichst innige Verzahnung zwischen kunststoffhaltigen Klebern, Dentin und Schmelz herzustellen und um Keramikfrakturen vorzubeugen [104]. Die adhäsive Befestigung ästhetischer Keramik ermöglicht die moderne, defektorientierte, die Zahnhartsubstanz schonende restaurative Zahnheilkunde [106].

Beim adhäsiven Einsetzen von Keramik wird die Restauration makroretentiv und vor allem mikroretentiv über einen Klebeverbund integriert [67]. Bei der makroretentiven Bindung kommt es durch Oberflächenvergrößerung (Sandstrahlen, Ätzen) zu einem mechanischen Verbund zwischen Keramik und Komposit. Die durch Adhäsion bedingte mikroretentive Bindung basiert auf Mechanismen, bei denen Oberflächen gleicher oder unterschiedlicher Werkstoffe über Van-der-Waal'sche-Kräfte fest aneinander haften [67].

Das Prinzip der adhäsiven Befestigung besteht darin, dass ein meist niedrigvisköses Kunststoffmonomer einen Verbund zwischen der Zahnhartsubstanz (Schmelz, Dentin) einerseits und dem entsprechenden Komposit andererseits eingeht [57]. Hierzu muss die Zahnoberfläche entsprechend vorbehandelt („konditioniert“) werden. Durch Aufbringung einer Säure (z. B. 30-40%ige Phosphorsäure) auf die Zahnstrukturen wird durch Herauslösen von Hydroxylapatit eine oberflächliche Schicht von ca. 10 µm abgetragen und Rauigkeiten von etwa 30 µm Tiefe geschaffen [57]. Die dadurch bedingte Oberflächenvergrößerung bietet eine bessere Benetzbarkeit für den als Haftvermittler fungierenden niederviskösen Kunststoff. Dieser fließt in die aufgelösten Strukturen ein und ergibt nach Aushärtung eine mikromechanische Verankerung, an dessen gegenüberliegender Oberfläche das eigentliche Füllungsmaterial eine chemische Verbindung eingeht [57].

Auch die Keramik benötigt eine spezifische Vorbehandlung, um einen Verbund zwischen Keramikoberfläche und Kunststoffmaterial zu gewährleisten [57, 104]. Dies kann durch Konditionierung der Keramik mittels Ätzen, Silanisieren und anschließender Verwendung von Ein- oder -Zweikomponenten Adhäsivsystemen erreicht werden [57, 67]. Im Rahmen dieser Arbeit wurde das Produkt "Monobond S" als Einkomponenten-Adhäsivsystem verwendet. An Oxidkeramiken ist keine Ätzung möglich, bei diesen Keramiken versucht man über eine Sandstrahlung / Silikatisierung (Rocatec-Verfahren) eine mikroretentive Oberfläche und einen Reinigungseffekt zu schaffen [36, 67, 68]. Wobei zu bedenken ist, dass diese Vorbehandlungsart bei Oxidkeramiken in Fachkreisen sehr umstritten ist und möglicherweise zu keiner Haftungsverbesserung beiträgt [83, 98].

2.1.2 EINTEILUNG DER BEFESTIGUNGSKOMPOSITE

Nach dem Initiatorsystem unterscheidet man rein lichthärtende, dualhärtende und rein chemisch härtende Befestigungskomposite [36]. Caughman et al. zeigten in einer Studie, dass die Methode eine entscheidende Rolle bei der Aushärtung von Kompositen spielt. Die Konversionsrate lag abhängig vom Material zwischen 70 und 83%. Das dualhärtende Komposit Vario-linkII erlangte ohne Lichtaktivierung nach sieben Tagen nur 62% der maximal mit Lichtaktivierung erreichten Konversionsrate [23]. Sjögren et al. zeigten hingegen in einer klinischen Studie an Klasse II Cerec-Inlays, dass nach fünf Jahren kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen chemisch und dualhärtenden Befestigungskompositen hinsichtlich der von

der CDA¹ geforderten Kriterien wie z. B. Farbe, Oberfläche, anatomische Form und marginale Integrität bestehen [121].

Desweiteren erfolgt die Einteilung adhäsiver Befestigungssysteme nach der Füllkörpermenge in niedrigvisköse, mittelvisköse und hochvisköse oder nach der Insertionstechnik in ultraschall-induzierte oder herkömmliche Befestigungskomposite [36]. Federlin et al. konnten nachweisen, dass durch die Verwendung hochvisköser Befestigungskomposite im Vergleich zu niedrigviskösen Materialien eine bessere marginale Adaption an schmelzbegrenzte Cerec-Inlays erzielt wurde [48].

Ausserdem teilt man sie nach Füllergröße in Makro-, Mikro- oder Hybridkomposite ein [36]. Bei den konventionellen, heute nicht mehr gebräuchlichen Makrofüllerkompositen sind Glasfüllkörper mit einer Größe zwischen 5 und 10 μm in die Kunststoffmatrix eingebettet. Obwohl die verwendeten Glaskörper gute physikalische Werte aufweisen, haben sie den Nachteil, dass sie unter Funktion im Ganzen aus der Füllung herausbrechen, somit Löcher hinterlassen und schlecht zu polieren sind [57, 73]. Bei den Mikrofüllerkompositen sind flammenpyrolytisch hergestellte Teilchen aus pyrogener Kieselsäure mit einer Größe zwischen 0,01 und 0,1 μm eingebettet. Die oben genannten Nachteile der Makrofüller treten dadurch nicht mehr auf, sie zeichnen sich durch beständige Politureigenschaften aus. Ein Nachteil jedoch ist eine verringerte Belastbarkeit und eine höhere Polymerisationschrumpfung im Vergleich zu den Makrokompositen [57, 73]. Bei den seit Ende der 80ern verwendeten Hybridkompositen kommt es zu einer Verbindung der pyrogenen Kieselsäure der Mikrofüllerkompositen und den Gläsern der Makrofüllerkompositen. Dadurch können die optimalen Eigenschaften genutzt werden, ohne die jeweiligen Nachteile in Kauf nehmen zu müssen [57].

2.1.3 ZUSAMMENSETZUNG UND EIGENSCHAFTEN

Kompositbefestigungssysteme bestehen meist aus einem Adhäsivsystem und einem Komposit, welches sich im Allgemeinen aus einer organischen Matrix, der dispersen Phase und der Verbundphase zusammensetzt [57].

Der größte Teil der organischen Matrix besteht aus mehrfunktionellen Methacrylaten (z. B. TEGDMA, UDMA, Bis-GMA, Bis-EDMA) mit der Grundformel MA-R-MA. Das mit R bezeichnete Zwischenglied können aliphatische Ketten, Urethanpräpolymere, aromatische Ringe oder Polyether sein. Dieses zentrale Molekül ist für die mechanisch-physikalischen Eigenschaften, die Wasseraufnahme, die Schrumpfung, den Konversionsgrad sowie die Viskosität

¹ California Dental Association

von entscheidender Bedeutung. Die Monomere zeichnen sich durch ihre reaktiven, ungesättigten Doppelbindungen aus, welche im Zuge der Polymerisation miteinander reagieren und ein dreidimensionales Netzwerk bilden. Wichtiger Vertreter dieser Gruppe ist das Diacrylat Bis-GMA, das durch seine beträchtliche Molekülgröße wesentlich zur Reduktion der Polymerisationsschrumpfung beiträgt [36].

Um eine geeignete Viskosität und Verarbeitbarkeit zu erreichen, wurden den Kompositen noch Verdünnermonomere wie z. B. niedermolekulares TEGDMA hinzugefügt. Außerdem enthält die organische Matrix im nicht polymerisiertem Zustand Initiatoren (z. B. Kampherchinon), Akzeleratoren (z. B. aromatische Amine), Stabilisatoren / Inhibitoren (sterische Phenole), organische und anorganische Pigmente (z. B. Eisenoxid) sowie andere Additiva [16].

Die disperse Phase wird aus anorganischen und zum Teil organischen Füllstoffen gebildet. Dies sind Quarzkristalle, pyrogenes Siliziumdioxid, Strontium-, Silikat- oder Bariumgläser [64]. Die Größe der Füllkörper beeinflusst maßgeblich Härte und Polierbarkeit des Materials.

Das Bindeglied zwischen organischer Matrix und disperser Phase bildet die Verbundphase. Diese besteht aus copolymerisierenden, bifunktionellen Silanen, die über Silanogruppen (Si-OH) die Füllpartikel beschichten und sich mit ihren Methacrylatgruppen an die Kompositmatrix binden [16]. Sie ist für die Haltbarkeit und Abrasionsbeständigkeit des Komposits verantwortlich.

2.2 POLYMERISATION

Unter Polymerisation versteht man eine Polyreaktion mehrerer kleiner Monomere zu einem Makromolekül unter Aufspaltung von reaktionsfähigen Doppelbindungen oder ringförmigen Atomverbänden [49, 64].

Während der radikalischen Polymerisation wird eine Doppelbindung durch ein Startradikal aufgespalten und ein aktives Zentrum entsteht. In der Wachstumsphase wird das aktive Zentrum, nachdem es mit einem weiteren Monomer reagiert, auf jenes übertragen. Gestoppt wird die Wachstumsreaktion durch die Reaktion zweier aktiver Zentren miteinander. Dies bedingt jedoch, dass ein geringer Monomeranteil unverändert in der Reaktionsmasse verbleibt, welches sich zytotoxisch auswirken kann. Bei der Polymerisation entfallen keine Nebenprodukte, d. h. das prozentuale Verhältnis der Zusammensetzung des Endproduktes ist dem Ausgangsprodukt identisch. Jedoch kommt es infolge der Verringerung des intermolekularen Abstandes zur Polymerisationsschrumpfung. Dem gegenüber steht die Vergrößerung des Bindungsab-

standes von der Doppel- zur Einfachbindung, die aber keinen Ausgleich hervorrufen kann. Daher beträgt die Polymerisationsschrumpfung bei modernen Kompositmaterialien ca. 2 - 3 Volumenprozent [57, 82].

Ist die Kraft durch die Polymerisationsschrumpfung größer als die Haftkraft an der Zahnhartsubstanz tritt ein Versagen der Bindungsstelle und somit der marginalen Integrität auf. Hierdurch kann das Eindringen von Mikroorganismen und organischen Stoffen, welche zu Verfärbungen führen, durch Kapillarkräfte ermöglicht werden. Langfristig kann sich Sekundärkaries bilden [25].

2.2.1 CHEMISCH HÄRTENDE KOMPOSITE

Grundsätzlich unterscheidet man die Polymerisationsprinzipien nach Charakter ihrer Härtung. Bei chemisch härtenden Kompositen, den Zwei-Pasten-Systemen, werden Basis- (Aminkomponente) und Katalysatorpaste (z. B. Benzoylperoxid) zusammengemischt. Es lässt sich feststellen, dass beim Aushärten dieser Materialien eine Schrumpfung zum Mittelpunkt der Füllung stattfindet [8, 57]. Dies kann zu Spannungen im Füllungsrandbereich führen. Da zwei Phasen miteinander vermischt werden müssen, kann es zu Lufteinschlüssen kommen, die beim Aushärten als Poren sichtbar werden und zu Verfärbungen und zu geringerer Abrasionsfestigkeit des Komposits führen [28]. Auch der Konversionsgrad bei den chemisch härtenden Materialien ist geringer als bei lichthärtenden, woraus ein erhöhter Restmonomergehalt resultiert [57].

2.2.2 LICHTHÄRTENDE KOMPOSITE

Lichthärtende Komposite sind seit Jahren weit verbreitet [64]. Die lichthärtenden Materialien werden als Ein-Pasten-Systeme verarbeitet, wodurch die Gefahr von Dosierungsfehlern sowie Lufteinschlüssen, welche beim Mischen der Zwei-Phasen-Systeme entstehen können, ausgeschlossen wird [12, 61]. Desweiteren weisen lichthärtenden Komposite einen höheren Polymerisationsgrad (Konversionsrate von 65 - 80 %) auf. Es verbleibt weniger Monomer in der polymerisierten Füllung, weswegen diese auch über Jahre stabiler gegen Abrasion oder Verfärbung durch Kaffee, Tee, Wein oder Tabak ist. Ein weiterer Vorteil ist die bessere Farbstabilität des Komposits selbst und die insgesamt besseren ästhetischen Ergebnisse. Außerdem können diese Materialien so lange verarbeitet und modelliert werden, wie im jeweiligen Fall erforderlich ist, da das Aushärten erst durch den gezielten Lichteinsatz gestartet wird [60, 64, 88, 89]. Im Wesentlichen entspricht die Zusammensetzung lichthärtender Komposite denen der Füllungskomposite. Sie bestehen aus Monomeren, organischen oder anorganischen Füllstoffen, Initiatoren, Co-Initiatoren, Stabilisatoren und anderen Zusätzen [57]. Der meist gerin-

gere Anteil von Füllstoffen im Vergleich zu Füllungskompositen gewährleistet die Fließfähigkeit und dadurch eine gleichmäßige Verteilung zwischen Restauration und Zahn [64]. Lichthärtende Komposite enthalten gewöhnlich Diketon-Initiatoren wie Kampherchinon und eine reduzierende Substanz wie tertiäre Amine. Dadurch werden Ionenradikale produziert, die nach der kontrollierten Belichtung mit sichtbarem Licht die Polymerisation starten. Kampherchinon wird im Bereich der Wellenlänge 400 - 500 nm, dem blauen Anteil des sichtbaren Spektrums, aktiviert [47, 81].

Durch den Lichteintritt werden in Kompositen die Photoinitiatoren aktiviert und die Molekularstruktur so verändert, dass Radikale freigesetzt werden und die Polymerisationsreaktion gestartet wird. Da der Polymerisationsprozess auch nach der Belichtung weiterläuft, kommt es zu einer Nachhärtung, die in den ersten 10 Minuten am Stärksten ist. Die Endhärte wird nach 3 - 24 Stunden erreicht [6, 11, 75, 85, 88, 89].

Die Konversionsrate und Härte eines lichthärtenden Befestigungskomposit ist abhängig von der Schichtstärke und der Farbe der einzusetzenden Restauration, der Lichtintensität und der Bestrahlungsdauer der Polymerisationslampe, dem Initiatorgehalt des Komposits und dem Komposittyp sowie der Monomermatrix und dem Füllergehalt [3, 41, 42, 111, 112]. Aus diesem Grund sollten Polymerisationsgeräte Licht einer Wellenlänge von 400 - 500 nm generieren, um den verwendeten Initiator optimal anzuregen [72].

Die Polymerisation wird durch Sauerstoff oder durch Eugenol behindert [57]. Eugenol wird in manchen Wurzelfüllmaterialien verwendet, weswegen Kompositfüllungen erst einige Tage nach dem Aushärten solcher Wurzelfüllungen angefertigt werden sollen.

Sauerstoff aus der umgebenden Luft führt während der Polymerisation zur Bildung einer oberflächlichen dünnen Schmierschicht nicht oder unzureichend polymerisierten Komposits [36]. Diese Sauerstoff-Inhibitionsschicht ist für die Qualität der Kompositfüllung jedoch nicht weiter von Bedeutung, da sie sehr dünn ist und beim Polieren bzw. beim funktionellen Gebrauch der Füllung entfernt wird. Zudem kann die Sauerstoff-Inhibitionsschicht durch das Auftragen eines Glyceringels vermieden werden.

Untersuchungen von Abo-Hammar et. al. zeigten hingegen, dass eugenolhaltige provisorische Zemente keinerlei Einfluss auf die Haftfestigkeit von adhäsiv befestigten Keramikrestaurationen haben [2, 72].

Nachteil der lichtpolymerisierenden Komposite ist die limitierte Polymerisationstiefe und die Gefahr der vorzeitigen Polymerisation durch die Behandlungsleuchte. Eine geringe Konversionsrate reduziert nicht nur die Polymerisationstiefe und erhöht den Restmonomergehalt, sondern wirkt sich auch negativ auf die physikalischen Eigenschaften des Befestigungskomposits aus [96].

Bezüglich des adhäsiven Einsetzens von Komposit- oder Keramikrestaurationen, sowie auch adhäsiv zur Befestigung von Stiftsystemen, wurde auf die erhebliche Abnahme der Lichtintensität durch hohe Absorption des Lichtes bei Passage durch diese Materialien mehrfach hingewiesen [14, 17, 22, 61, 109]. Eine Durchhärtung beim Einsetzen mit lichthärtenden Materialien ohne chemische Komponente ist in der Regel nicht möglich.

2.2.3 DUALHÄRTENDE KOMPOSITE

Dualhärtende Kunststoffe haben sich bei der Befestigung von Keramik- und Kompositinlays aufgrund der Vorteile der klinischen Handhabung gegenüber rein chemisch und rein lichthärtenden Materialien durchgesetzt [14, 44, 70-72]. Sie bestehen, wie auch die chemisch Härtenden, aus Zwei-Pasten-Systemen, so dass durch das Anmischen die entsprechend gleichen Nachteile resultieren. Allerdings wird die Polymerisation durch zwei verschiedene Initiatorsysteme gestartet. Dualhärtende Komposite sind oft vom Hybrid-Typ und basieren auf Bis-GMA² / TEGDMA³ [70, 99]. Durch Belichtung erfolgt initial die Aktivierung des Photoinitiators Kampherchinon, während parallel dazu und anschließend eine chemische Reaktion durch Benzoylperoxid stattfindet [71, 72, 74]. Zunächst erfolgt die Lichtbestrahlung, um eine rasche Initialhärtung zu erlangen, anschließend härtet das Komposit in den lichtunzugänglichen Kavitätenbereichen von selbst chemisch aus, was eine ausreichende Tiefenhärtung gewährleistet [17, 61]. Jedoch beschreiben Hasegawa et al., dass viele dualhärtende Produkte bei zu kurzer Bestrahlung ihre maximale Aushärtung nicht erreichen, da bei ungenügender Lichtzufuhr auch die Initiation der chemisch induzierten Polymerisation unzureichend ist [53]. Eine mögliche Erklärung für dieses Phänomen ist, dass sich Moleküle ab dem Gelzeitpunkt kaum noch bewegen und so eine vollständige Aushärtung erreicht wird. Durch reine Lichthärtung wird eine höhere Konversionsrate erreicht als durch rein chemische Härtung. Laufen beide Mechanismen unmittelbar nacheinander ab, so bestimmt die initiale Lichthärtung die maximal erreichbare Konversionsrate bzw. die Endhärte. Die chemische Härtung erzielt keine vollständige Durchhärtung des Materials, sondern ergänzt die initiale Härtung [44, 55, 71, 88, 89].

² Bisphenol A-Glycidylmethacrylat

³ Triethylenglykoldimethacrylat

2.3 INITIATORSYSTEME

Die Aushärtung von Kompositmaterialien erfolgt durch die Vernetzung einzelner Monomermoleküle zu einem größeren Polymer und läuft nach dem Prinzip der radikalischen Polymerisation ab (siehe 2.2) [36]. Im Zuge dieser Reaktion zerfallen sogenannte Initiatoren durch chemische oder physikalische Aktivierung zu energiereichen Molekülen (freie Radikale), die ihrerseits mit den Doppelbindungen der Monomere reagieren, um so längere Polymerketten auszubilden [53].

In der Literatur werden Initiatoren häufig mit den Katalysatoren verwechselt. Wie bereits oben erwähnt nehmen Initiatoren an der chemischen Umsetzung teil und verbrauchen sich dabei [53]. Katalysatoren erhöhen die Reaktionsgeschwindigkeit durch Senkung der Aktivierungsenergie, ohne dabei selbst verbraucht zu werden [53].

Die Initiatoren für die Polymerisation von Dentalkunststoffen können in Selbsthärtende (Dibenzoylperoxid-Amin-System) und Lichthärtende (Kampherchinon) eingeteilt werden. Initiatoren beeinflussen den Konversionsgrad und somit die Härte eines Komposits und seine mechanisch-physikalischen Eigenschaften.[76].

2.3.1 DIBENZOYLPEROXID-AMIN-SYSTEM

In Verbindung mit einem Amin ist das Dibenzoylperoxid (Abbildung 1) ein wichtiger Initiator in autopolymerisierenden Kompositen. Bereits bei Zimmertemperatur zeigen sich kurze Aushärtezeiten und gute Materialeigenschaften. Das Initiatormolekül wird durch das tertiäre Amin in zwei Teile gespalten. Während ein Teil zum Benzoat-Anion reduziert wird, startet der andere Teil als Radikal eine Kettenpolymerisation. Die Kompositeigenschaften und Aushärungszeiten sind systemabhängig. Entscheidende Faktoren sind hier das Verhältnis Initiator / Akzelerator, die Konzentration des Akzelerators in der Menge und die Art des Akzelerators, da sich mit steigender Zahl der Substituenten am Stickstoff die Reaktivität erhöht.

Obwohl es sich um eine bimolekulare Reaktion handelt und somit die größte Wirkung bei einem Verhältnis 1 : 1 zu erwarten wäre, wurden kürzere Härungszeiten bei einem Peroxid-Amin-Verhältnis von 1,5 : 1 ermittelt. Daraus folgt, dass mit der Wahl des richtigen Mischungsverhältnisses die Abbindezeit genau einzustellen ist [34].

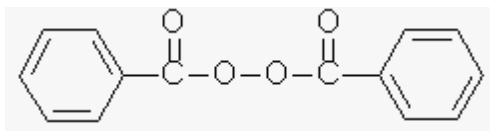


Abbildung 1: Dibenzoylperoxid

2.3.2 PHOTOINITIATORSYSTEME

Die Aushärtung photopolymerisierbarer Kompositsysteme findet in Form einer radikalischen Polymerisation statt. Die ankommenden Photonen werden von einem Molekül (Photoinitiator) absorbiert, das durch die aufgenommene Energie angeregt wird. In diesem aktiven Zustand ermöglicht dieses Molekül in Gegenwart eines oder mehrerer Aktivatoren Radikale zu bilden, die die Polymerisationsreaktion auslösen. Solch ein Initiator-molekül kann nur Photonen bestimmter Wellenlängen absorbieren. Wegen der netzhautschädigenden Wirkung des UV-Lichtes werden heute ausschließlich Geräte verwendet, die nur blaues Licht emittieren. Dazu passende Photoinitiatoren stammen aus der Gruppe der Ketoether und 1,2-Diketone (Kampherchinon, PPD⁴).

2.3.2.1 KAMPHERCHINON

Kampherchinon ist ein Alpha-1,2-Dicarbonyl, das Licht in einem Wellenbereich von 380- 520 nm absorbiert. Das Absorptionsmaximum ist mit 468 nm im blauen Wellenlängenbereich [101, 106] (Abbildung 2).

Weil Kampherchinon auf Grund seiner Absorptionseigenschaften eine intensiv gelbe Farbe besitzt, wurden bzw. werden weitere Initiatoren in der Zahnheilkunde, speziell bei Kompositen mit Bleachingfarben oder bei farblosen Schutzlacken, verwendet. Wird die Konzentration des Kampherchinons aufgrund dieses Problems auf ein Mindestmaß reduziert, verringert sich der Polymerisationsgrad und die Durchhärtetiefe infolge mangelnder Radikalbildung [101].

⁴ 1-Phenyl-1,2-Propadion

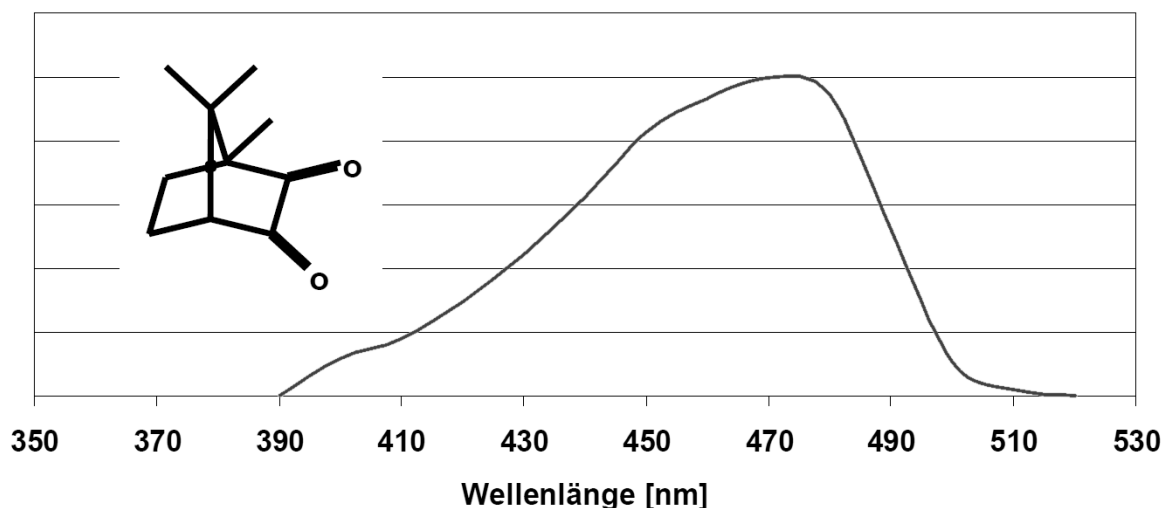


Abbildung 2: Absorptionsspektrum Campherchinon [32]

Alternative Initiatorsysteme oder Co-Initiatoren - bestehend aus Oxidations- und Reduktionsmitteln - wie zum Beispiel 1-Phenyl-1,2-Propanedione (PPD) und Lucerine (TPO), welche in einigenOrmoceren und Kompositen verwendet werden, haben ein Absorptionsmaximum unter 450 nm. Sie werden vor allem bei sehr hellen Kompositrestaurationen und / oder zur Versorgung von gebleichten Zähnen eingesetzt, da die Eigenfarbe des Campherchinons zu gelb ist [61, 62].

2.3.2.2 1-PHENYL-1,2-PROPANDION

Das Diketon 1-Phenyl-1,2-Propandion⁵ wird wegen seiner fehlenden Eigenfarbe vornehmlich bei sehr hellen, weißen Materialien (z. B. Versorgung von gebleichten Zähnen) und Bondingmaterialien verwendet. Das Absorptionsspektrum ist zu tieferen Wellenlängen von 380 bis 430 nm mit einem Maximum von 410 nm verschoben [101] (Abbildung 3).

Ein synergetischer Effekt zwischen Kampherchinon und PPD wurde in einer Studie, in der eine erhöhte Umsetzungsrate gefunden wurde, angenommen [101]. Park et al. vermuten deshalb eine gute Effizienz ähnlich dem Kampherchinon beim Einsatz von PPD als Co-Initiator in dentalen Kompositen bei der Aushärtung mit konventionellen Halogengeräten [99]. Neumann et al. stellten hinsichtlich der Photoinitiation von PPD keine Unterschiede zwischen Halogen- und LED-Geräten fest [94].

⁵ 2,4,6-Trimethylbenzoyldiphenylphosphinoxid

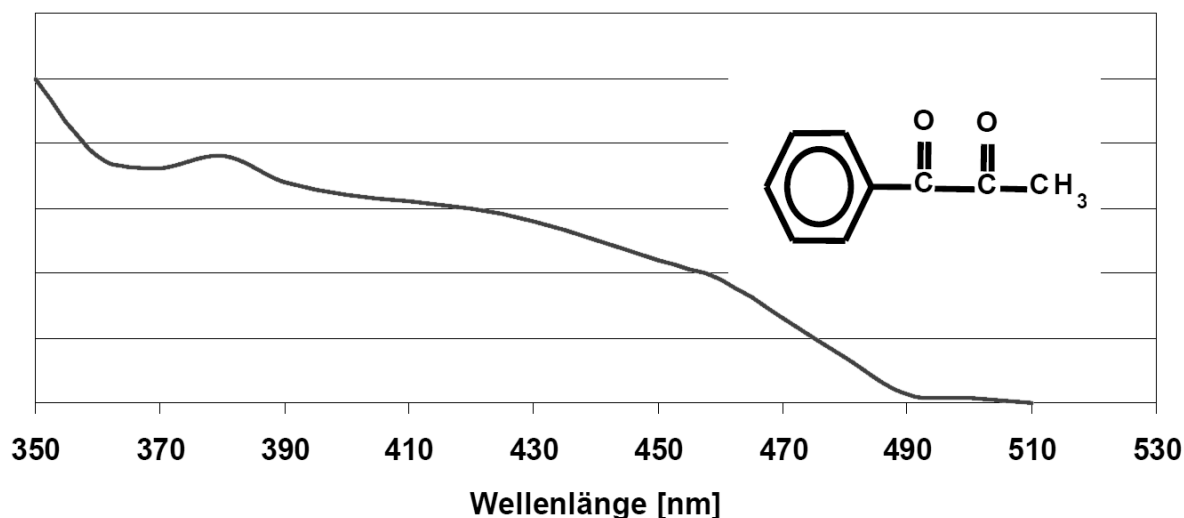


Abbildung 3: Absorptionsspektrum Phenylpropadion [32]

2.3.2.3 LUCIRIN TPO

Lucirin TPO ⁶ ist ein Mono-Acylphosphinoxid mit einem Absorptionsmaximum von 380 nm. Es bleicht nach der Photoreaktion vollständig aus, weshalb es in Bleachkompositen Verwendung findet [97] (Abbildung 4).

Lucirin TPO und PPD können mit herkömmlichen LED-Lampen der ersten und zweiten Generation nur bedingt ausgehärtet werden, weil deren enge Spektralverteilung die Absorptionsspektren dieser Initiatoren kaum erfasst. Deshalb war es das Ziel bei der Entwicklung von neuen LED-Lampen auch Licht niedriger Wellenlängen auszusenden, das ähnlich wie Halogenlampen auch Lucirin TPO und PPD anregt. Die Bluephase 16i hat ein zweites spektrales Maximum bei ca. 410 nm, das die Aushärtung von Materialien mit allen Photoinitiatorsystemen erlaubt.

⁶ 2,4,6-Trimethylbenzoyldiphenylphosphinoxid

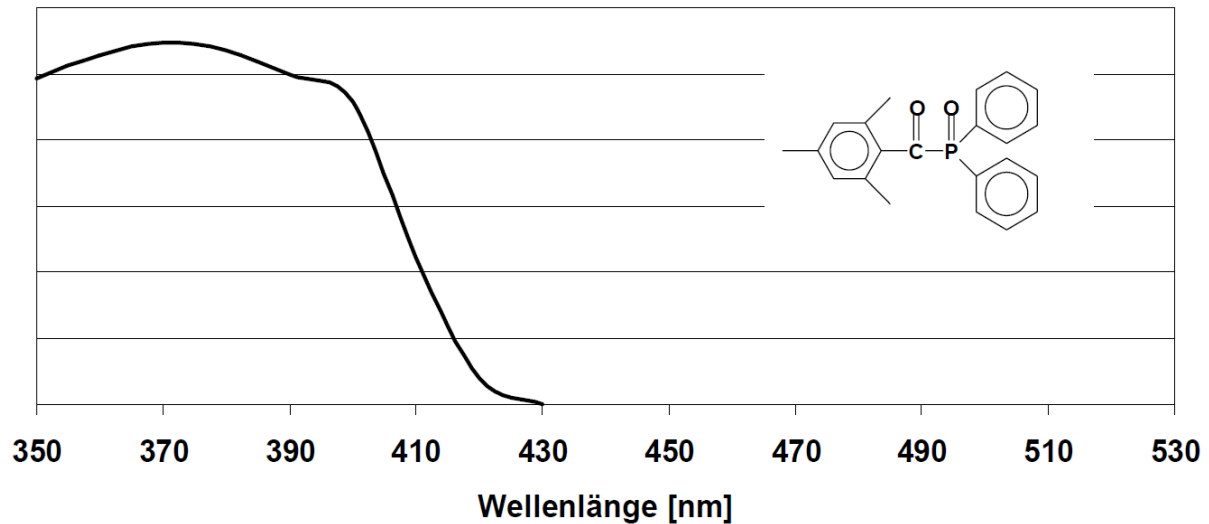


Abbildung 4: Absorptionsspektrum Lucirin TPO [32]

2.4 POLYMERISATIONSGERÄTE

2.4.1 UV-LAMPEN

In den 70er Jahren kamen die UV-Lampen auf den Markt. Der Vorteil wurde darin gesehen, dass das Anmischen von zwei Komponenten entfiel. Die UV-Lichthärtung wurde vor allem bei Fissurenversiegeln und ungefüllten Monomeren eingesetzt [132]. Das Absorptionsmaximum des Katalysators Benzoinmethylester liegt bei einer Wellenlänge von 340 nm. Die auftretenden Probleme waren potentielle Nebenwirkungen, wie Hautkrebs und Augenschädigung, der nahen ultravioletten Bestrahlung der Wellenlänge 320 - 400 nm [13].

2.4.2 BLAULICHTLAMPEN

Bereits 1978 wurden UV-Lampen von Blaulichtlampen abgelöst [7]. Ihnen wurde eine höhere Aushärtetiefe und eine geringere Lichtintensitätsreduktion im Laufe des Alterungsprozesses der Lampe nachgesagt [115]. In den neunziger Jahren wurden „High intensity“ Lampen entwickelt. Diese Lampen versprechen wirtschaftlicher zu sein, da sie durch eine Lichtintensitätssteigerung zu einer Arbeitszeitverkürzung führen. Im Gegensatz zu UV-Systemen sind sie zudem in der Lage, Kompositschichten bis zu 2,0 mm auszuhärten [21].

2.4.3 HALOGENLAMPEN

Die Halogenlampe enthält eine Glühwendel aus Wolfram und ist mit sehr reaktivem Brom- oder Iodgas gefüllt [43]. Beim Anlegen einer elektrischen Spannung erhitzt sich die Glüh-

wendel auf etwa 3000°C und weißes Licht wird emittiert. Dieses Licht wird gefiltert, um nur den blauen Lichtanteil mit einer Wellenlänge von 400 - 505 nm durchzulassen, welcher den Initiator Kampherchinon anregt, um den Polymerisationsprozess zu starten. Allerdings werden nur 0,7 - 2,0 % der ausgesendeten Energie in polymerisationstaugliches Licht umgewandelt, der Rest in Form von Wärme abgegeben. Um diese unerwünschte Wärme abzuleiten, ist eine Kühlung essentiell [89]. Ohne ausreichende Kühlung kommt es zu einer Temperaturerhöhung im Füllungsmaterial und damit zu einer möglichen Hitzeschädigung der Pulpa ($> 42,5^{\circ}\text{C}$), aber ebenso zu einem vorzeitigen Verschleiß der Lampe selbst [38-40, 72, 85, 88]. Die hohen Betriebstemperaturen beeinträchtigen die Leistung der Lampe, des Reflektors und des Filters, was mit der Zeit zu Einbußen der Polymerisationsgüte führt [89].

2.4.4 PLASMALAMPEN

Das Licht, der in den 80er-Jahren entwickelten Plasmalampe wird in einer Xenon-Kurzbogenlampe erzeugt. Im Grundgerät ist ein Hitzefilter installiert, um die Übertragung der hohen Wärme, die bei der Lichterzeugung entsteht, zu vermeiden. Zum Schutz des Patienten wird durch zusätzliche Filterung des Spektrums die Wärmeenergie reduziert, so dass viele Lampen nur Licht der Wellenlänge 440-500 nm emittieren [39, 40, 43]. Die erreichte Lichtintensität beträgt 1300 mW/cm^2 . Die Nachteile vieler Xenonlampen zur Polymerisation dentaler Werkstoffe sind das enge Emissionsspektrum, das nur auf den Photoinitiator Kampherchinon abgestimmt ist, sowie die Entstehung von innerer Spannung, da der Post-Gel Zustand zu schnell erreicht wird [39, 40].

Auf Grund der hohen Lichtintensität (bis zu 2000 mW/cm^2) soll eine Verkürzung der Polymerisationszeit auf 2 - 3 Sekunden möglich sein. Jedoch belegen zahlreiche Studien, dass die Polymerisationsqualität einer Halogenlampe mit 40 Sekunden Polymerisationszeit der Plasmalampe mit 3 Sekunden Polymerisationszeit weit überlegen ist [27, 40, 43, 72, 96, 127].

Andere Studien konnten ein vermehrtes Abreißen des Komposits von der Zahnhartsubstanz bei Plasmapolymersation geringer Dauer nachweisen, welches auf den hohen initialen Spannungsaufbau innerhalb des Komposits (besonders bei fließfähigen Kompositen) zurückzuführen ist und den adhäsiven Verbund erschwert [16, 33]. Ein weiteres Problem stellt das starke Abbrennen der Elektroden dar, welches innerhalb von zwei Jahren die Leistung der Plasmalampe signifikant reduziert [40].

2.4.5 LED-GERÄTE

LEDs gehören zu den Elektrolumineszenzstrahlern. Leuchtdioden basieren auf Halbleiterverbindungen, die den Strom direkt in Licht umwandeln. Bei ihnen erfolgt die Strahlungserzeugung durch Rekombination von Ladungsträgerpaaren in einem Halbleiter. Halbleiter sind Festkörper, die in reinem Zustand bei niedrigen Temperaturen isolieren und bei hohen Temperaturen jedoch eine Leitfähigkeit aufweisen [91].

Halbleiterwerkstoffe haben einen kristallinen Aufbau. In einem Halbleiterkristall existiert das sogenannte Valenzband, das die Energie der gebundenen Elektronen der Atome repräsentiert und ein höheres Energieband, genannt das Leitungsband, das die Energie der im Kristall frei beweglichen Elektronen charakterisiert. Die LEDs, welche in der Zahnmedizin/Zahntechnik verwendet werden, enthalten den Halbleiter Galliumnitrid [80].

Die Farbe des LED-Lichtes wird durch die chemische Zusammensetzung der Halbleiterkombination determiniert. Das erzeugte Licht weist eine enge spektrale Verteilung auf. Dies ist auch einer der wesentlichen Unterschiede von LEDs zu Halogenlampen. Weiterhin sind der geringe Stromverbrauch und die geringere Wärmeentwicklung ein Vorteil gegenüber anderer Polymerisationsgeräte, weil dadurch der Bau von Akku-Geräten ermöglicht wird und zusätzlich die Ventilator Kühlung entfallen kann [25].

Zahlreiche Studien untersuchten bereits die Qualität der Polymerisation von Halogen- vs. LED-Polymerisationsgeräte. Allerdings sind die Ergebnisse dieser Studien nicht alle einheitlich. Einige Studien wiesen signifikant geringere Polymerisationstiefen der LED-Lampen im Vergleich zu Halogenlampen nach [80, 128]; andere Untersuchungen dagegen wiesen keine signifikanten Unterschiede zwischen Halogen- und LED-Lampen bezüglich der Polymerisationstiefe auf [19, 46, 69, 75, 92]. Ein möglicher Grund dafür könnte sein, dass die ersten LED-Geräte üblicherweise mit relativ geringer Lichtintensität (400 mW/cm^2) angeboten wurden. Im Bestreben, die Aushärtung von Kompositen zu verbessern, wurden High-Power-Halogen- und LED-Geräte mit Lichtintensitäten von mehr 1200 mW/cm^2 entwickelt [130].

2.5 KERAMIKEN

Viele der seit Mitte des 19ten Jahrhunderts entwickelten Herstellungsverfahren für Keramik-inlays konnten sich nicht durchsetzen, sie gelten jedoch als Wegbereiter der heutigen Methoden. Nach Schmitz [119] wurde schon 1837 von Murphy, 1885 von Rollin und 1889 von Herbst Glas als Einlagefüllung verwendet. Roulet und Herder [113] erwähnen einige kommerziell genutzte Keramiksysteme aus den dreißiger Jahren wie z. B. das Gussverfahren El-dentog, die Entwicklung der Glaskeramik durch Stookey 1957 und die Einführung der Glaskeramik durch McGulloch 1968. Eine wesentliche Weiterentwicklung war 1965 die Verwendung von Aluminiumoxidkeramiken durch McLean. Vollkeramische Inlays werden seit Mitte der achtziger Jahre angeboten und gelten bereits als wissenschaftlich anerkannt [118]. Durch die Einführung und Entwicklung von sinterbaren, gießbaren und preßbaren Keramiken liegt heutzutage ein breites Spektrum an vollkeramischen Systemen vor [77].

Keramische Werkstoffe besitzen einige Vorteile, die sie gerade für die Zahnmedizin interessant machen. Dazu gehört die ausgezeichnete Biokompatibilität. Keramische Spurenelemente können keine toxischen oder allergischen Reaktionen hervorrufen. Während bei metallischen Restaurationen Korrosionsvorgänge in der Mundhöhle bekannt sind, findet man bei Keramiken eine hohe Mundbeständigkeit, die hauptsächlich durch gesättigte und damit reaktionsträge Metalloxide in der Gitterstruktur zustande kommt [77]. Neben einer guten Ästhetik aufgrund der hohen Transluzenz aber auch einer geringen Plaqueakkumulation ist die hinreichende Röntgenopazität, die adhäsive Zementierbarkeit, sowie eine schmelzähnliche Härte, Abriebfestigkeit und Belastbarkeit, der thermische Ausdehnungskoeffizient und eine zahnähnliche thermische Leitfähigkeit von Bedeutung [70, 78, 90, 111].

2.5.1 EINTEILUNG UND EIGENSCHAFTEN

Keramische Werkstoffe sind anorganisch, nichtmetallisch, in Wasser schwer löslich und mindestens zu 30 % kristallin. Eingeteilt werden die Keramiken nach Zusammensetzung und Atomanordnung in silikatische (nicht-oxidische), und oxidische Keramiken [60] (vgl. Abbildung 5). Dentalkeramische Massen stehen hinsichtlich Struktur und Eigenschaften zwischen Glas und Porzellan [134], bestehen aus Feldspat (60 - 80 %), Quarz (15 - 25 %), Kaolin (0 - 5 %) und weiteren Zusatzstoffen. Bei den bisher verwendeten Dentalkeramiken handelt es sich ausschließlich um dicht silikatische, feinkeramische Werkstoffe. Neu entwickelte Hochleistungskeramiken sind oxidisch verstärkte silikatische Keramiken [51]. Infiltrationskeramiken sind angesinterte Oxidkeramiken, die bei einem Infiltrationsbrand mit einem Glas infiltriert werden [51]. Sie nehmen daher von der chemischen Zusammensetzung eine Zwischen-

stellung zwischen Silikat- und Oxidkeramiken ein. In der Regel werden sie aber den Oxidkeramiken zugerechnet. Vertreter der Infiltrationskeramiken sind die In-Ceram-Keramiken. Dabei unterscheidet man hauptsächlich drei Varianten:

In-Ceram-Alumina entsteht aus Aluminiumoxidpulver (Al_2O_3), das nach einem ersten Sinterbrand mit einem Lanthanglas durch Kapillarkräfte infiltriert wird. Die Biegefestigkeitswerte liegen nach Herstellerangaben bei 500 MPa [107].

InCeram-Zirkonia wird hergestellt, indem man dem Aluminiumoxidpulver 30% Zirkonoxid beimischt. Die Glasinfiltration erfolgt dann analog dem In-Ceram-Alumina. Das Resultat ist eine bruchfestere und biegefestere Keramik als In-Ceram-Alumina. Als durchschnittliche Biegefestigkeit werden 600 MPa angegeben [107].

In-Ceram-Spinell besteht aus homogenen Spinell-Kristallen mit der chemischen Formel MgAl_2O_4 . Diese Keramik ist lichtdurchlässiger als die beiden zuvor aufgeführten Keramiken. Allerdings ist dafür auch die Biegefestigkeit mit 400 MPa geringer als In-Ceram-Alumina und In-Ceram-Zirkonia [107].

Wegen der Opazität werden Infiltrationskeramiken hauptsächlich für die Herstellung von Gerüsten verwendet, die dann mit einer Glaskeramik verblendet werden [107].

Andere Keramiken basieren fast vollständig auf oxidischen Verbindungen (z. B. ZrO_2 -Keramik, DC-Zirkon, InCeram Spinell, InCeram Zirkonia, Lava Frame, Cercon) [36].

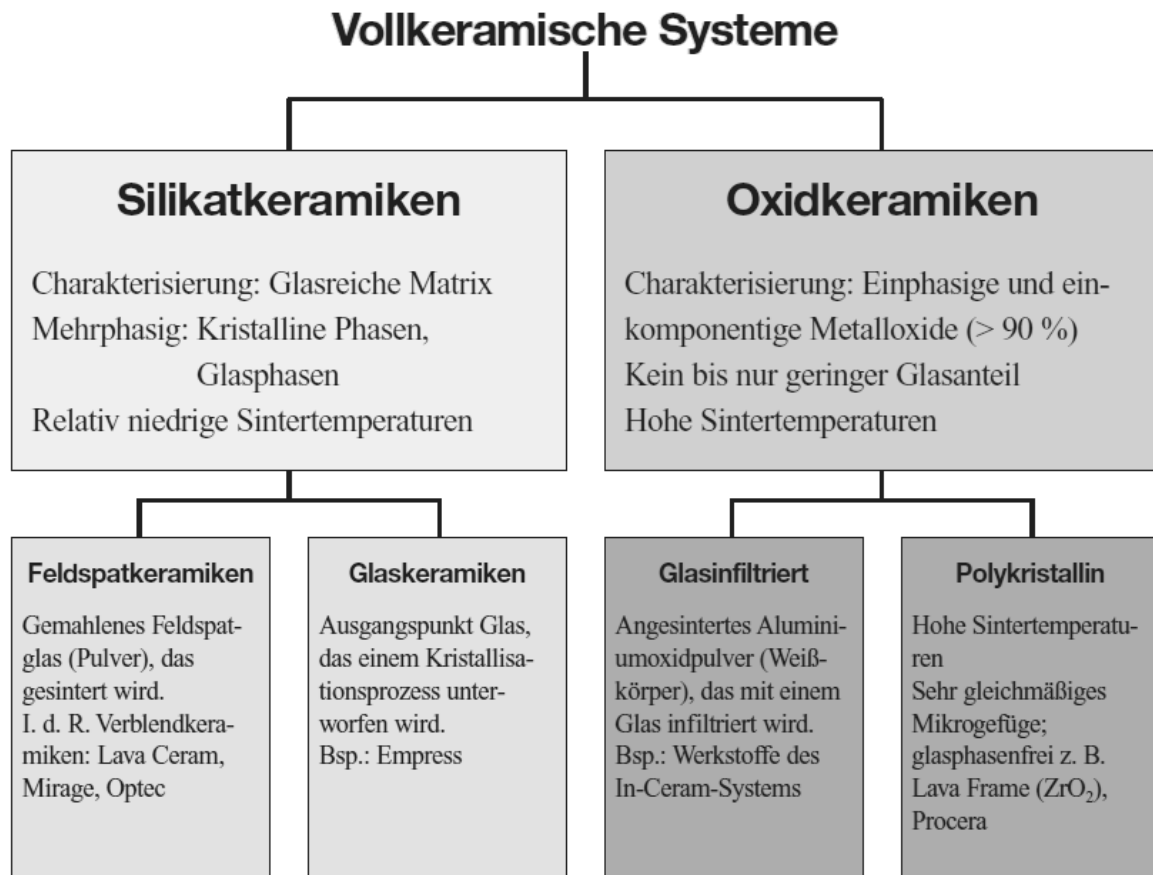


Abbildung 5: Übersicht vollkeramische Systeme [105]

Dentalkeramiken bilden durch Sintern (Sinterkeramik) bei Temperaturen von 1200 - 1250 °C, durch Vergießen im Lost-Wax-Verfahren mit anschließendem Tempern oder durch Verpressen (Glaskeramik) im Lost-Wax-Verfahren eine Glas-Matrix, in die eine Kristallphase eingelagert ist [36].

Um bei der Adhäsivtechnik eine Verbundfestigkeit zwischen Keramik, Befestigungsmaterial und Zahn zu erzielen, wird eine Konditionierung der Keramikoberfläche mit mineralischen Säuren (z.B. 5 – 10 %ige Flusssäure) zur Herstellung von Mikroretentionen durch Herauslösen der kristallinen Phase und anschließendes Aufbringen von Haftsilanen empfohlen, um einen chemischen Verbund zwischen Keramik und Befestigungskomposit zu erreichen [121]. Ernst et al. zeigten bereits 1998 in einer Studie, dass die gemessenen Oberflächenhärten der Befestigungskomposite unter den verwendeten Prüfrestitutionen mit zunehmender Schichtstärke ab einer Dicke $\geq 3,0$ mm signifikant abnahm [43]. Cardash et al. forderten ab einer Keramikschichtstärke von bereits 2,0 mm dualhärtende Befestigungskomposite zu verwenden [22].

2.5.1.1 SILIKATKERAMIK

Die Silikatkeramik enthält im allgemeinen SiO_2 mit Anteilen größer als 20 Gew% [36]. Die traditionelle Dentalkeramik besteht in der Regel aus einer amorphen, transparenten Glasphase z. B. Feldspatglas oder Quarz, in welche kristalline Partikel, z. B. Leuzit, dispers verteilt eingelagert sind. Die kristallinen Partikel verhelfen der Keramik durch Lichtstreuung und Trübung das transparente Glas farblich dem Zahnschmelz anzugleichen. Außerdem gewährleisten sie die nötige Standfestigkeit beim Brennen und die erforderliche Endhärte unter funktioneller Belastung im Mund [22]. Die Atome oder oxidischen Molekülgruppen in beiden Komponenten sind durch kovalente Bindungen oder durch Ionenbindungen verknüpft, die, wenn sie durch zu hohe Krafteinwirkung geöffnet werden, nur durch sehr hohe Temperaturen neu verknüpft werden können. Dies bedingt die Sprödigkeit und Bruchempfindlichkeit dieser Keramiken [51, 134]. Bei Rissbildung in oder an der Oberfläche dieser Keramiken kann es zu einem Fortschreiten des Risses bei weiterer Belastung kommen. Dabei ist es von der Größe und Dichte der kristallinen Partikel und von dem Verbund zwischen Glas- und Kristallphase abhängig, ob der Riss an amorph-kristallinen Grenzflächen gestoppt werden kann, oder ob der Riss um die Kristalle herumwandert und fortschreitet [22]. Es wurde festgestellt, dass die Bruchlinien bei Feldspatkeramik in der Regel durch die Glasmatrix verlaufen und dabei die Leuzitkristalle umgehen. Daher liegt die Zug- und Biegefestigkeit von Feldspatkeramik lediglich im Bereich von 100 MPa [22]. Diese Keramiken lassen sich als Sinterkeramik, Gießkeramik oder Presskeramik verarbeiten. Aus ästhetischen Gründen eignen sie sich besonders für Verblendungen oder Veneers, Inlays und Teilkronen. Eine adhäsive Befestigung ist erforderlich [22]. In der Literatur werden die Begriffe Silikatkeramik, Feldspatkeramik und Glaskeramik oft synonym benutzt.

2.5.1.1.1 FELDSPATKERAMIK

Bei den Feldspatkeramiken handelt es sich um die üblichen Verblendkeramiken und die klassischen Jacket-Kronen-Massen.

Während des Sinterprozesses entstehen aus der Feldspatphase (Kalifeldspat) Leuzitkristalle [58]. Diese gewährleisten die Standfestigkeit beim Brennen, erhöhen die Endfestigkeit und trüben die transparente Glasphase.

2.5.1.1.2 GLASKERAMIK

Die Glaskeramiken sind den Feldspatkeramiken sehr ähnlich, bestehen anfänglich nur aus einer Glasphase. Die kristallinen Strukturen werden erst sekundär in einem kontrollierten Prozess durch Wärmezufuhr gebildet. Dadurch erreicht die Keramik eine höhere Stabilität [58].

Vertreter der Glaskeramiken sind die Presskeramiken Empress und Empress2 (Ivoclar Vivadent). Bei Empress ist die Glasphase durch einen erhöhten Leuzitgehalt verstärkt. Der kristalline Anteil beträgt 35 %. Die Indikationen reichen vom Veneer bis zur Frontzahnkrone.

Besonders stabil ist die Empress2-Keramik, die als Gerüstkeramik fungiert. Sie erzielt Biegefestigkeitswerte zwischen 300 und 400 MPa und eine Risszähigkeit von $2,8 - 3,5 \text{ MPam}^{0.5}$ [58]. Die kristalline Verstärkung mit einem Anteil von 60% wird durch Lithiumdisilikat und Lithiumorthophosphat erreicht. Somit können dreigliedrige Endpfilerbrücken bis zum Prämolarenbereich gefertigt werden [58].

2.5.1.2 OXIDKERAMIK

Oxidisch verstärkte Keramiken basieren entweder auf dem Oxid eines einzigen Elementes (z. B. Al_2O_3 , MgO , ZrO_2) oder enthalten in ihrem Kristallgitter neben Sauerstoffionen Kationen verschiedener Elemente. Bei der reinen Oxidkeramik überwiegt die kristalline Struktur, die amorphe Glasphase ist vernachlässigbar gering. Oxidische Keramiken mit einem niedrigeren Al_2O_3 Gehalt enthalten größere Mengen an SiO_2 , CaO und MgO in Form von Silikaten und Spinellen [59]. Charakteristisch für oxidkeramische Werkstoffe ist ein im Vergleich zur Silikatkeramik verbessertes kritisches Spröbruchverhalten. Oxidkeramische Werkstoffe sind aufgrund ihrer Materialzusammensetzung im Gegensatz zu silikatischen Keramiken gut röntgensichtbar [37]. Oxidkeramiken weisen eine hohe Opazität auf. Ihre Eigenfarbe wird durch Zufügen weiterer chemischer Elemente sowie durch die Bedingungen der Sinteratmosphäre beeinflusst [55].

Das Cercon-System beruht auf einer Entwicklung von Schweizer Forschern an der Eidgenössischen Technischen Hochschule Zürich, in Zusammenarbeit mit der Zahnklinik der Universität Zürich. Das Verfahren wurde bereits mehrfach in der Literatur unter der Bezeichnung DCM (Direct Ceramic Machining) erwähnt. Cercon ist eine Yttrium-stabilisierte Zirkonoxidkeramik. Reines Zirkoniumdioxid existiert in 3 verschiedenen Phasen, welche von der Temperatur abhängig sind. Bei Raumtemperatur bis zu einer Temperatur von 1173°C liegt die monokline Phase vor, die tetragonale Phase findet man bei Temperaturen von 1173°C bis 2370°C , über 2370°C ist die kubische Phase stabil (Abbildung 6). Der Schmelzpunkt von ZrO_2 liegt bei 2690°C .



Abbildung 6: Phasentransformation von Zirkonoxid [105]

Von größter Bedeutung ist jedoch die Umwandlung von der tetragonalen zur monoklinen Phase, die auch als so genannte t/m-Umwandlung bezeichnet wird und bei einer Abkühlung auf Raumtemperatur mit einer Volumenvergrößerung von 3 - 5 % einhergeht. Obwohl diese Volumenvergrößerung bei reinem Zirkonoxid stets zu unerwünschten Rissbildungen im Keramikgefüge führt, kann dieser Effekt auch positiv zur Verbesserung der Festigkeitseigenschaften von keramischen Werkstoffen genutzt werden.

Grundlage der Phasentransformation ist die in weiten Bereichen gegebene Löslichkeit einiger oxidischer Verbindungen in Zirkonoxid, die zu einer Stabilisierung der tetragonalen Kristallphase führt und hierdurch die kritische t/m-Umwandlung unterdrückt. Dabei werden die Oxide im Kristallgitter des Zirkonoxids eingebaut und liegen nicht etwa als isolierte Oxidkristalle neben den Zirkonoxidkristallen vor. Die wichtigsten Oxide, die zur Stabilisierung von Zirkonoxid eingesetzt werden, sind MgO, CaO, Y_2O_3 und CeO_2 [104]. Dabei hat sich in jüngster Zeit insbesondere die Dotierung mit Y_2O_3 als günstig erwiesen, da dies zur Bildung von mechanisch hochbelastbaren Zirkonoxidkeramiken führt.

Entsprechend der Art und dem Gehalt an oxidischen Verbindungen lassen sich Zirkonoxidkeramiken in verschiedene Werkstoffe unterteilen. Beim vollstabilisierten Zirkonoxid⁷ wird durch den Einbau der Fremdoxide die kubische Form des Zirkonoxids bis auf Raumtemperatur stabilisiert und dadurch die t/m-Umwandlung umgangen. Gegenüber dem vollstabilisierten Zirkonoxid versteht man unter dem teilstabilisierten Zirkonoxid⁸ eine Keramik, bei der die Menge an Fremdoxiden so weit verringert ist, dass neben der kubischen Phase auch ein Teil von umwandlungsfähigem tetragonalem Zirkonoxid vorliegt, das sich beim Abkühlen weiter in die monokline Phase umwandeln kann. Teilstabilisierte Zirkonoxide bestehen somit aus einer Mischung von kubischen, tetragonalen und/oder monoklinen Phasen. Bei weiteren Untersuchungen an Y_2O_3 -dotiertem Zirkonoxid zeigte sich, dass die mechanischen Eigenschaf-

⁷ FSZ: Fully Stabilized Zirconia

⁸ PSZ = Partially Stabilized Zirconia

ten von Zirkonoxidkeramiken linear mit dem Gehalt an verbleibender, tetragonaler Phase gesteigert werden können [108]. Die logische Konsequenz war daher die Entwicklung einer Zirkonoxidkeramik mit weniger als 5 Gew.-% (≈ 3 mol.-%) Y_2O_3 , die vollständig aus tetragonaler Phase besteht. Diese Werkstoffklasse wird auch als tetragonaler Zirkonoxid Polykristall⁹ bzw. bei der Dotierung des Zirkonoxids mit Yttriumoxid kurz als Y-TZP bezeichnet. In der Zahnmedizin wird Zirkonoxid-TZP nahezu ausschließlich in Form von Y-TZP mit sehr kleinen Korngrößen unter 0,3 μm eingesetzt, die zusätzlich die t/m-Umwandlung hemmen. Weitere Zusätze wie z. B. Aluminiumoxid und das Zirkonoxid-TZP, das in einer nur sehr geringen Konzentration zugegeben wird (Zirkonoxid-TZP-A), erhöhen zudem die Korrosionsbeständigkeit des Werkstoffs in einer feuchten Umgebung [108].

2.5.2 HERSTELLUNGSVERFAHREN

Es wird zwischen zwei grundlegend verschiedenen Techniken der Keramikinlayherstellung unterschieden: Zum einen die „Additive Formgebung“ wozu die Verfahren des Sinterns, Gießens und des Pressens zählen, zum anderen die „Subtraktive Formgebung“, die die CAD-CAM-Methode beschreibt.

2.5.2.1 ADDITIV FORMGEBENDE HERSTELLUNGSVERFAHREN

2.5.2.1.1 SINTERN

Sintern ist die Verfestigung kristalliner, körniger oder pulvriger Stoffe, bei Erwärmung durch ein Zusammenwachsen der Kristallite, ohne vollständiges Aufschmelzen aller Komponenten[133]. Die pulverisierten Einzelbestandteile werden gebrannt, die entstandenen Scherben zerkleinert und gemahlen [133]. Durch das Auftragen der Sinterkeramik in mehreren Schichten auf feuerfeste Modellstümpfe wird die Zahnform modelliert und in mehreren Brennvorgängen gebrannt. Zuletzt folgt der Glanzbrand, um eine möglichst porenfreie Sinterung zu erhalten. Dadurch wird die Belastbarkeit der Restauration gesteigert [136]. Das zentrale Problem ist eine Reduzierung der Festigkeit durch Lufteinschlüsse [133].

2.5.2.1.2 GIEßEN

Die Herstellung keramischer Gussrestorationen ähnelt dem Goldguss und folgt dem Prinzip der Lost-Wax-Technik. Dabei wird die Wachsmodellation in eine spezielle Einbettmasse eingebettet. Die Glasmasse wird bei 1370°C verflüssigt und mittels Schleudergussverfahren in eine Gussform eingebracht. Anschließend wird der durchsichtige, amorphe Glaskörper durch eine Wärmebehandlung bei 1070°C für 6h keramisiert, so dass schließlich 55 Vol.-% der Res-

⁹ TZP = Tetragonal Zirconia Polycrystals

tauration in kristalliner und 45 Vol.-% in nichtkristalliner Form vorliegen. Das bekannteste gießbare GlaskeramiksysteM ist Dicor [133]. Die Produktion wurde eingestellt und durch Herstellung von Materialien mit höheren Festigkeiten und verbesserter Ästhetik ersetzt (z.B.: Empress) [86].

2.5.2.1.3 PRESSEN

Ein Verfahren zur Herstellung von keramischen Restaurationen im Pressverfahren ist das IPS-Empress System der Firma Ivoclar. Ähnlich dem Gussverfahren wird die Wachsmodellation in eine spezielle Einbettmasse eingebettet und ausgewachst (Lost-Wax-Technik). Anschließend wird die Glaskeramik bei 1050 - 1180°C und einem Druck von 5 bar in die Hohlform gepresst [133]. Zum Abschluss erfolgen Farbgebung und Glasur. Aufgrund einer Festigkeit von ca. 220 MPa eignet sich die leuzitverstärkte Glaskeramik Empress 1 für Inlays, Onlays, Teilkronen und Veneers [86]. Um durch eine erhöhte Festigkeit die Indikationsbreite zu erweitern, wurde Empress 2 entwickelt. Diese Glaskeramik ist mit Lithiumdisilikat verstärkt, besitzt eine Festigkeit von 300 – 400 MPa und kann laut Herstellerangaben somit für Kronen und kurzspannige, anteriore Brücken bis zum zweiten Prämolare angewendet werden [86].

2.5.2.2 SUBTRAKTIV FORMGEBENDE HERSTELLUNGSVERFAHREN

Es stehen derzeit verschiedene Methoden zur computergestützten Herstellung keramischer Restaurationen zur Verfügung. Diese subtraktiv formgebenden Verfahren sind charakterisiert durch die Produktion des Keramikrohlings einerseits und die eigentliche Fertigung der Restauration andererseits [56].

2.5.2.2.1 CAD/CAM

Bei der dentalen CAD/CAM-Technologie wird der Abdruck des zu behandelten Zahns mittels eines Scanners in den Computer eingelesen. Die gewonnenen Daten werden mittels einer speziellen CAD¹⁰-Software so aufbereitet, dass der zu ersetzende Zahn am Bildschirm neu gestaltet werden kann [56].

Diese Daten werden dann an das CAM¹¹-Modul einer Fräsmaschine übertragen und auf dieser Maschine wird das neue Zahngerüst gefräst. Mit Hilfe modernster Technologie können so hochpräzise, ästhetische und gewebeverträgliche Versorgungsformen aus unterschiedlichen Materialien (u.a. Zirkon) hergestellt werden [56].

¹⁰ CAD = computer aided design

¹¹ CAM = computer aided manufacturing

Anschließend wird das fertige Gerüst im Dentallabor in kunstfertiger Handarbeit in Ihrer individuellen Zahnfarbe vollendet [56].

2.5.2.2.2 CEREC

Das Cerec®-System, das als erstes Verfahren serienmäßig hergestellt wurde und mit Abstand am weitesten verbreitet ist, ist nach dem „chairside“-Prinzip konzipiert. Die dreidimensionale Datenerfassung und Herstellung des Inlays aus einem Rohling erfolgt weitgehend automatisch. Mit Hilfe eines optischen Sensors wird die Kavität direkt im Mund des Patienten vermessen (optischer Abdruck) [9]. Bei den verwendeten Materialien handelt es sich um Silikatkeramiken, in letzter Zeit auch vermehrt um sogenannte Disilikatkeramiken.

Beim Cerec-I-System, das 1988 auf den Markt kam, war keine Kauflächengestaltung der Inlays möglich, so dass diese nach dem Einsetzen mit rotierenden Instrumenten ausgearbeitet werden musste.

Das Cerec-II-System, welches 1994 auf den Markt kam, bietet hinsichtlich der Kauflächengestaltung verschiedene Optionen. Die Verbesserungen betrafen vor allem die Genauigkeit des Sensors und der Bedienerführung und die Schleifeinheit.

Das Cerec-III-System war 2000 kommerziell erhältlich. Es besteht aus einem leistungsfähigen PC, ist MedGV geprüft und enthält Win NT. Die Schleifeinheit ist nicht mit dem Cerec-PC verbunden, die Datenübertragung erfolgt drahtlos. Das Schleifsystem enthält keine Schleifscheibe, sondern einen Torpedo und einen Zylinder. Die Standardsoftware ist für die Inlay- und Onlay-Herstellung. Mit einer Spezialsoftware können Veneers, Kronen und Kronenkapfen hergestellt werden.

Vorteile des Verfahrens sind sicherlich der zeitlich begrenzte Aufwand (das Keramikinlay kann in einer Sitzung eingegliedert werden) und der akzeptable Preis, der zu einer relativ weiten Verbreitung des Geräts führte. Als problematisch wird die maschinelle Diamantbearbeitung sprödharter Dentalporzellane an sich gesehen. Durch die rotierende Diamantscheibe entstehen oberflächliche Abplatzungen, muschelförmige Aussprengungen oder Initialrisse, die die Festigkeit der bearbeiteten Keramik so beeinflussen, dass gegenüber der Anwendung labortechnisch hergestellter Systeme kein Vorteil vermutet wird. Ferner wird als Schwäche die begrenzte Genauigkeit des Systems angeführt [120].

2.6 HÄRTEPRÜFUNG

Seit Einführung von Kunststoffen in der Zahnmedizin werden Werkstoffprüfungen jeglicher Art zur Beurteilung von Qualität und Langzeitfestigkeit durchgeführt. Die Bestimmung des Polymerisationsgrades über die Oberflächenhärte von Kompositen ist die am häufigsten verwendete Methode, um verschiedene Polymerisationstechniken und Polymerisationsgeräte miteinander vergleichen zu können [35, 94, 110, 135]. Die Qualität einer adhäsiv befestigten Restaurationen kann bei *in vitro* Studien quantitativ und qualitativ erfasst werden. Zu diesem Zweck haben sich zwei Untersuchungsmethoden etabliert: Durchhärtetiefe und Vickershärte [30].

2.6.1 HÄRTEBEGRIFF

Die Härte ist definiert als Widerstand, den die Oberfläche eines festen Werkstoffes dem Eindringen eines Prüfkörpers entgegensetzt [89]. Grundsätzlich wird die Härte aus der Eindringfläche unter Kraft bestimmt. Die Eindringfläche wiederum berechnet sich aus der Eindringtiefe und einer Konstanten, die spezifisch für jeden Eindringkörper ist. Als Maß für die Härte in so genannten Eindruckhärteprüfverfahren wird somit die bleibende Verformung in der Materialoberfläche genommen, die der Prüfkörper bei einer bestimmten Belastung in einer festgelegten Zeit erzeugt [119]. Für alle Härteprüfungen gilt, dass man, um vergleichbare Ergebnisse zu erzielen, die Normbedingungen nach DIN 50359, DIN EN ISO 14577-1, DIN 55676 und VDI/VDE-Richtlinie Nr. 2616 einhalten muss.

2.6.2 HÄRTEPRÜFVERFAHREN

Die statische Härteprüfung, bei welcher das Eindringen eines Körpers unter dynamischer Belastung erfolgt, gibt in erster Linie Auskunft über die statische Festigkeit und die Verschleißfestigkeit von Werkstoffen. Zur Bestimmung der Oberflächenhärte von Werkstoffen finden die statischen Härteprüfverfahren nach Brinell, Vickers und Rockwell Anwendung. Während die Verfahren nach Brinell und Vickers auf dem Prinzip der Messung der Eindruckfläche beruhen, bezieht sich Rockwell auf den Parameter Eindringtiefe.

Die einzelnen Prüfverfahren unterscheiden sich auch durch Gestalt (Kugel, Pyramide, Kegel), Werkstoff des Eindringkörpers (Stahl, Hartmetall, Diamant), Größe der Belastung (0,01 - 30.000 N) und Art ihrer Anwendung (langsam, stoßartig, dynamisch) [31].

2.6.3 STATISCHE HÄRTEPRÜFUNG NACH VICKERS

Bei der Härteprüfung nach Vickers handelt es sich um ein Verfahren, das im Jahr 1925 von Smith und Sandland entwickelt und nach dem britischen Flugzeughersteller Vickers benannt wurde. Es dient zur Prüfung harter und gleichmäßig aufgebauter Werkstoffe, aber auch zur Härteprüfung dünnwandiger oder oberflächengehärteter Werkstücke und Randzonen. Die Härteprüfung nach Vickers ist in der Norm DIN EN ISO 6507 geregelt. Im Gegensatz zur Rockwellprüfung wird eine gleichseitige Diamantpyramide mit einem Öffnungswinkel von 136° unter einer festgelegten Prüfkraft F (in N oder kp) für eine vorgeschriebene Dauer (60 Sekunden) in das Werkstück eingedrückt. Danach werden die Eindruckdiagonalen d auf 0,002 mm genau vermessen, der Mittelwert gebildet und die Vickershärte oder „Pyramidenhärte“ errechnet (Abbildung 7).

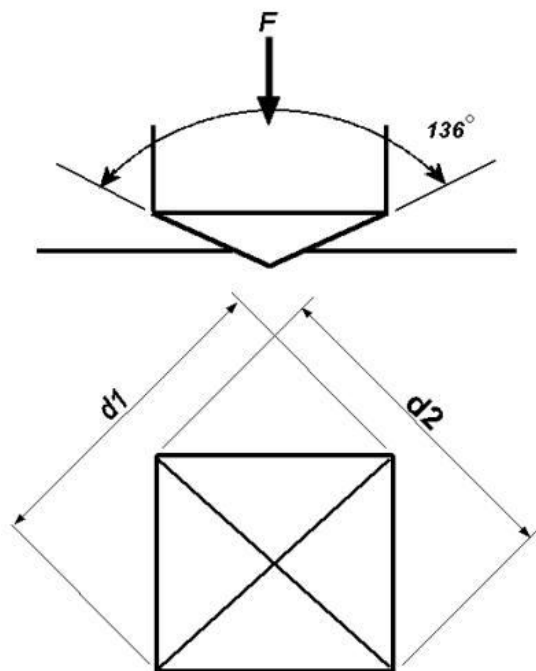


Abbildung 7: oben: Seitenansicht Vickersdiamant; unten: messbarer Eindruck [66]

Die Vickersprüfung wird normalerweise an einem festen Prüfgerät durchgeführt, welches nicht wackelt oder gestört werden kann. Für Prüfungen an sehr großen und/oder festen Bauteilen gibt es auch tragbare Härteprüfgeräte, die magnetisch oder mechanisch auf dem Prüfstück befestigt werden. Die Härteprüfung nach Vickers gehört zu den zerstörungsfreien Prüfungen und ist daher sehr vielseitig einsetzbar.

3 FRAGESTELLUNG

Ziel der vorliegenden Untersuchung war es, den Einfluss auf die Polymerisation eines selbstadhäsiven Komposits durch zwei verschiedene Keramiken (Empress2 / Cercon) in zwei unterschiedlichen Schichtstärken (1mm / 2mm) herauszufinden. Die Güte der Polymerisation wurde sowohl durch einen Kratztest nach ISO 4049 als auch über Ermittlung der Vickershärte nach DIN-EN ISO 6507-1 beurteilt.

Das Versuchsdesign ist parallel zu der gleichzeitig durchgeführten Studie von Hasenberger [54] aufgebaut. Der Unterschied der beiden Arbeiten ist, dass in der vorliegenden Studie RelyX als Befestigungskomposit gewählt wurde, bei Hasenberger Multilink Sprint.

4 MATERIAL UND METHODE

4.1 VERSUCHSDESIGN IM ÜBERBLICK

80 Prüfkörper wurden untersucht, wobei sich pro Prüfungsgruppe jeweils 10 Proben ergaben. Folgende Parameter wurden für das Befestigungssystem getestet: Keramikart, Keramikdicke, Autopolymerisation, Lichthärtung, Kompositschichtdicke (0,5 und 1,0 mm) (Tabelle 1).

	Dicke der Keramik	Lichtaktivierung	Schichtdicke	Anzahl Prüfkörper	Einteilung
CERCON	1 mm	mit Licht	0,5 mm	n = 10	Gruppe 1
			1,0 mm		
		Dunkelhärtung	0,5 mm	n = 10	Gruppe 2
			1,0 mm		
	2 mm	mit Licht	0,5 mm	n = 10	Gruppe 3
			1,0 mm		
		Dunkelhärtung	0,5 mm	n = 10	Gruppe 4
			1,0 mm		
EMPRESS2	1 mm	mit Licht	0,5 mm	n = 10	Gruppe 5
			1,0 mm		
		Dunkelhärtung	0,5 mm	n = 10	Gruppe 6
			1,0 mm		
	2 mm	mit Licht	0,5 mm	n = 10	Gruppe 7
			1,0 mm		
		Dunkelhärtung	0,5 mm	n = 10	Gruppe 8
			1,0 mm		

Tabelle 1: Prüfgruppenunterteilung

Der Versuchsablauf ist in Abbildung 8 dargestellt:

Für die Versuche wurden 80 Prüfkörper auspolymerisiert. Anschließend wurde die Durchhärte tiefe nach DIN ISO 4049 mittels einer digitalen Bügelmessschraube (M10) bestimmt. Die Messung erfolgte sofort nach Aushärtung des Komposits. Danach ermittelte man bei allen Prüfkörpern in Anlehnung an die DIN-EN ISO 6507-1 die Vickershärte, welche bei allen Prüfkörpern zuerst in 1 mm und später in 0,5 mm Kompositschichtdicke unter der Keramik gemessen wurde.

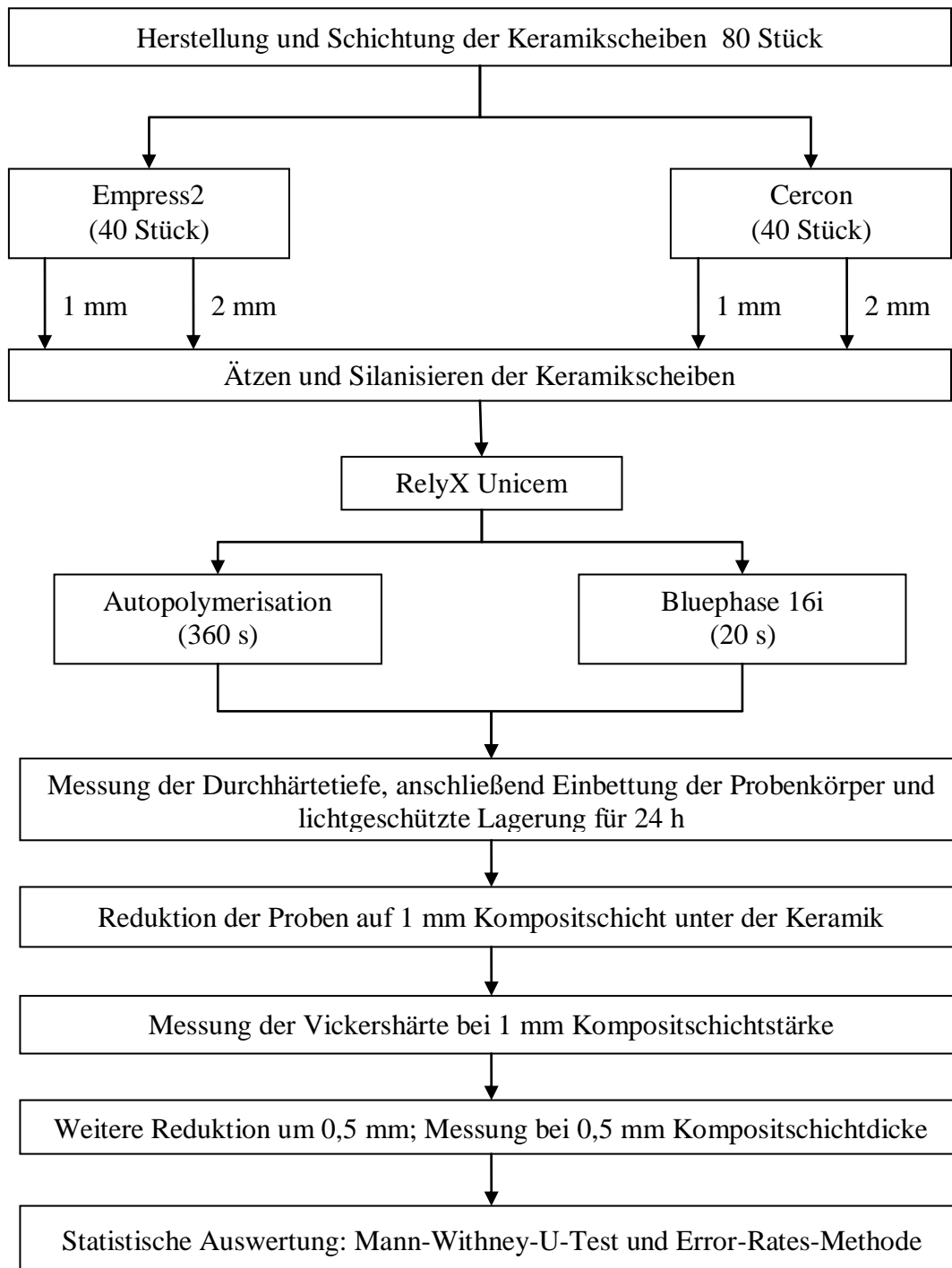


Abbildung 8: Übersicht Material und Methode

4.2 KERAMIK

Für die vorliegende Untersuchung wurden zur Simulation des adhäsiven Einsetzens je 40 Scheiben aus leuzitverstärkter Lithiumdisilikat-Presskeramik (Empress2) (M1) und je 40 Scheiben aus Zirkonoxidkeramik (M2) mit einem Durchmesser von 4,0 mm und einer Dicke von 1,0 bzw. 2,0 mm (jeweils 20 Scheiben) hergestellt.

4.2.1 LEUZITVERSTÄRKTER LITHIUMDISILIKAT-PRESSKERAMIK

Die Pressung der Keramik erfolgte im IPS-Empress-Schmelzofen, die Ausarbeitung mit feinkörnigen Diamantschleifern unter permanenter Wasserkühlung, um Mikrorisse zu vermeiden.

Anschließend wurden die Oberflächen aller Keramikteile gleichmäßig mit Aluminiumoxid der Körnung 50 µm sandgestrahlt, um eine einheitliche Oberflächenbeschaffenheit zu erlangen.

Im Rahmen der adhäsiven Befestigung ätzte man die Scheiben mit 10%-iger Fluorwasserstoffsäure (M3), welche nach 60 Sekunden abgespült und danach sorgfältig trocken geblasen wurde.

Der dazugehörige Haftvermittler (M4) wurde für 60 Sekunden auf die konditionierte Oberfläche aufgetragen und getrocknet. Auf die so vorbereitete Fläche wurde nun der zu prüfende selbstadhäsive universale Composit-Befestigungszement aufgetragen (M5).

4.2.2 ZIRKONOXIDKERAMIK

Die Herstellung dieser Keramik erfolgte im Cercon-brain (Abbildung 9) und Cercon-heat-Sinterofen (Abbildung 10), die Ausarbeitung der Keramikscheiben mit Keramiktrennscheiben und feinkörnigen Diamantschleifern unter permanenter Wasserkühlung, um Mikrorisse zu vermeiden.



Abbildung 9: Cercon-brain



Abbildung 10: Cercon-heat

Anschließend wurde die Keramikoberfläche mit Aluminiumoxid der Körnung 125 µm sandgestrahlt und mit Cercon ceram kiss DA 3,5 (M2) und Cercon ceram kiss S3 (M2) im Verhältnis 2 : 1 (Dentin zu Schneide) verblendet.

Im Rahmen der adhäsiven Befestigung ätzte man die Scheiben mit 10%-iger Fluorwasserstoffsäure (M3), welche nach 60 Sekunden abgespült und danach sorgfältig trocken geblasen wurde.

Der dazugehörige Haftvermittler (M4) wurde für 60 Sekunden auf die konditionierte Oberfläche aufgetragen und getrocknet. Auf die so vorbereitete Fläche wurde nun der zu prüfende selbstadhäsive universale Composit-Befestigungszement aufgetragen (M5).

4.3 POLYMERISATIONSGERÄT

Die Lichtleistung und das Emissionsspektrum der Lampe Bluephase 16i (M6) wurden mit einem faseroptischen Spektralradiometer (S 2000, Ocean Optics) mit Ulbrichtkugel (8 cm mit 14 mm Öffnung, Avantes) ermittelt. Die Polymerisation erfolgte für die zu belichtenden Prüfkörper bei einer Standardbelichtungszeit von 20 Sekunden.

Die Bluephase 16i (Abbildung 11) ist ein LED-Hochleistungspolymerisationsgerät mit einer 10-Watt-LED, die wiederum aus vier einzelnen Halbleitern besteht, zur Erzeugung von energiereichem Blaulicht und somit der Polymerisation von lichthärtenden Dentalwerkstoffen im Wellenlängenbereich von 430 - 490 nm. Sie besitzt eine maximale Lichtleistung von 742 mW im High-Power-Modus (HIP). Nach Multiplikation mit dem Lichtleiterfaktor ($f = 2,39/\text{cm}^2$) für einen Durchmesser von 7,3 mm ergab sich eine Gesamtlichtintensität von $1773,38 \text{ mW}/\text{cm}^2$.



Abbildung 11: Bluephase 16i [32]

4.4 SELBSTADHÄSIVER UNIVERSALER KOMPOSIT-BEFESTIGUNGSZEMENT

RelyX Unicem (M5) ist ein dualhärtender, selbstadhäsiver, universaler Komposit-Befestigungszement für die adhäsive Befestigung von indirekten Restaurationen aus Vollkeramik, Komposite oder Metall. Bei seiner Verwendung sind Bonding und Konditionierung der Zahnhartsubstanz nicht notwendig. Die mechanischen Eigenschaften übertreffen diejenigen der Zinkphosphat- und Glasionomerezemente und das Risiko der Randspaltbildung ist extrem gering. Der Zement zeichnet sich durch Feuchtigkeitstoleranz und hohe Dimensionsstabilität, das heißt eine extrem geringe Quellung und Wasseraufnahme bzw. Löslichkeit aus. Bezüglich postoperativer Sensitivitäten besteht ein extrem geringes klinisches Risiko. Zudem gibt RelyX Unicem Fluoridionen ab [1].

Die organische Matrix von RelyX Unicem besteht aus mehrfach funktionellen Methacrylaten. Charakteristisch für die Haftmonomere in RelyX Unicem sind das Vorhandensein von Phosphorsäuregruppen wie auch mindestens zwei C=C-Doppelbindungseinheiten pro Molekül. Dies liefert eine hohe Reaktivität und letztlich hohe Vernetzung der Matrix. So können hohe mechanische Eigenschaften, ein adhäsiver Verbund ohne Vorbehandlung und ein Beitrag zur Langzeitstabilität des Systems erzielt werden. Der Anteil anorganischer Füllkörper beträgt ca. 72 Gew.-%, die Korngröße liegt bei $< 9,5 \mu\text{m}$ [1].

Um diese Langzeitstabilität eines zunächst sauren Systems erhalten zu können, muss während der Abbindung ein pH-Anstieg auf neutrales Niveau realisiert werden. Hydrolyseprozesse wären ansonsten die unmittelbare Folge. Dies geschieht durch Anleihe an die Glasionomertechnologie. Durch Reaktion der sauren Funktionalitäten mit basischen Füllkörpern erfolgt einerseits der gewünschte pH-Anstieg, andererseits eine Fluoridionen-Auslösung ohne jeglichen Zusatz von löslichen Fluoridsalzen (Abbildung 12).

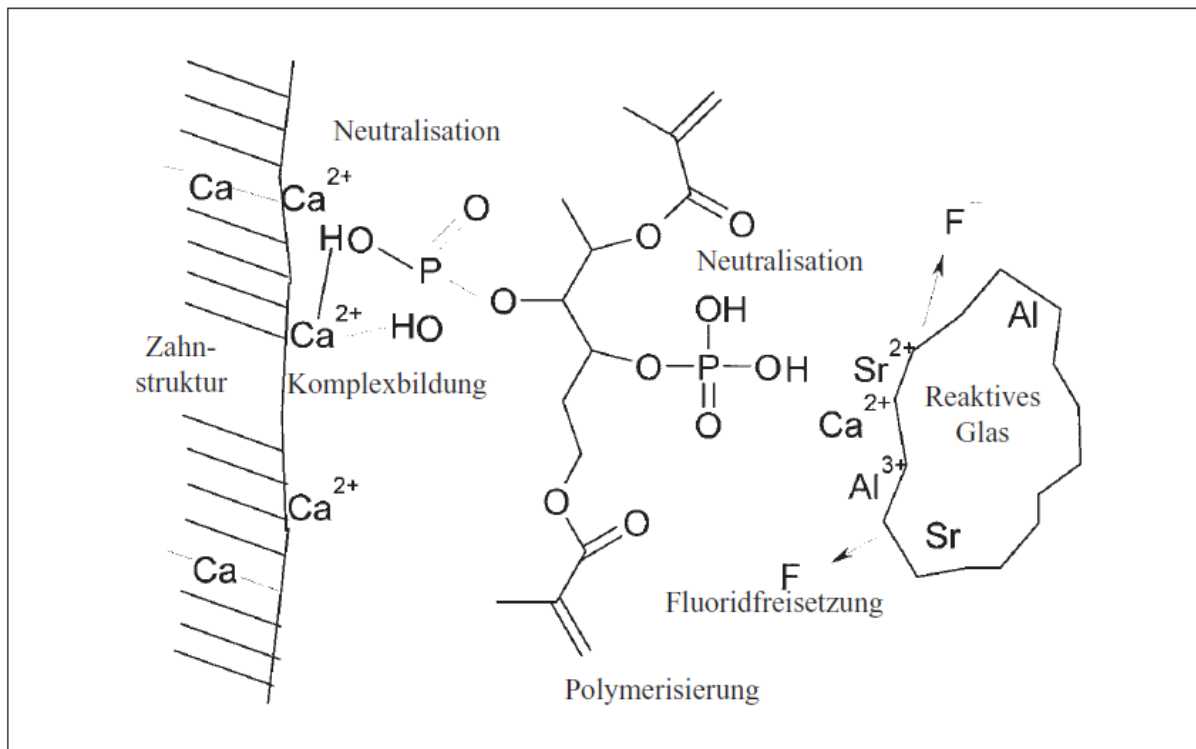


Abbildung 12: Schematische Darstellung des Haftungsmechanismus und Neutralisationsreaktion in RelyX Unicem [1]

Bei der vorherrschenden Abbindereaktion handelt es sich um eine radikalische Polymerisationsreaktion (Abbildung 13). Der Start kann entweder durch Licht oder über ein Redoxsystem erfolgen, die Reaktion läuft ganz analog zu derjenigen ab, wie sie für Composite-Materialien bekannt ist. Durch die erwähnten speziellen Monomere wird ein hoher Vernetzungsgrad und damit ein hohes Molekulargewicht der Polymere generiert. Niedrige Löslichkeiten, niedrige Quellung und hohe Biokompatibilität sind daraus resultierende Vorteile [1].

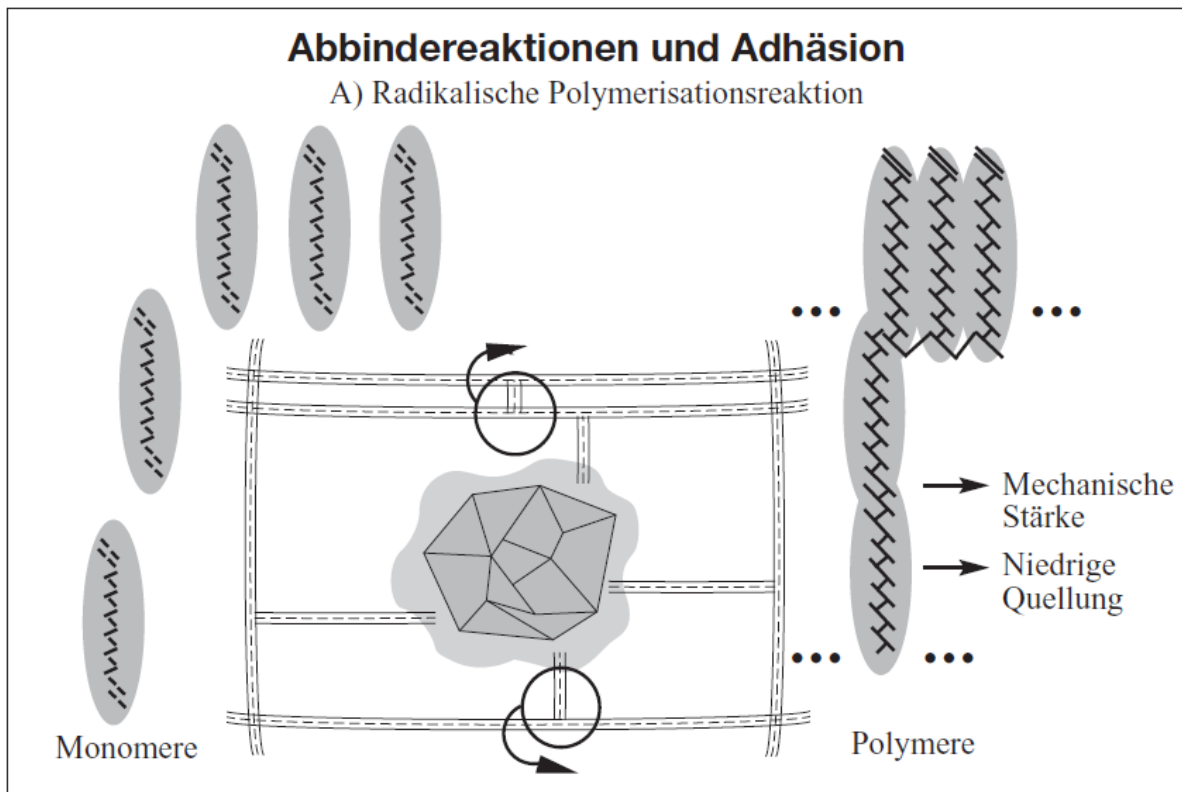


Abbildung 13: Polymerisationsreaktion von RelyX Unicem und Einbindung der silaniserten Füllkörper in die Hartmatrix [1]

Dennoch müssen für das Verständnis von RelyX Unicem weitere Reaktionen betrachtet werden. Hierbei handelt es sich um eine Kaskade an Zementreaktionen, die vereinfacht in folgender Grafik (Abbildung 14) wiedergegeben sind.

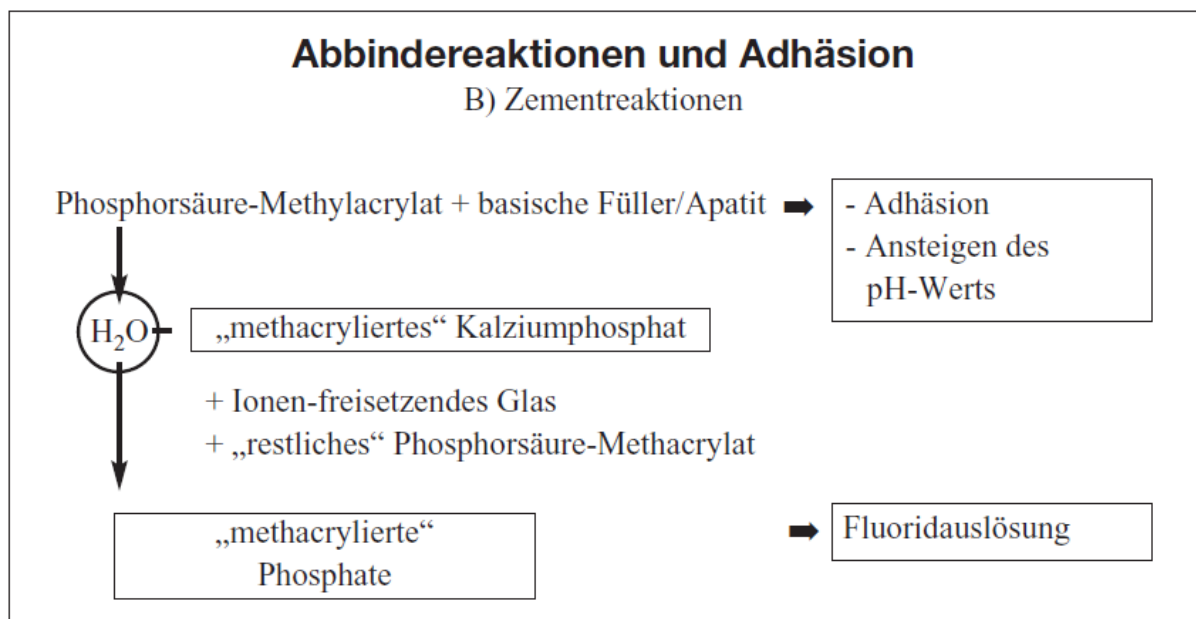


Abbildung 14: Zementreaktionen von RelyX Unicem [1]

Die eingesetzten Monomere unterliegen nicht nur der beschriebenen Polymerisationsreaktion. Durch Phosphorsäure-modifizierte funktionelle Gruppen im selben Molekül findet eine Reaktion mit basischen Salzen einerseits und dem Apatit der Zahnhartsubstanz andererseits statt. Bei dieser Neutralisation wird Wasser freigesetzt. Dieser Schritt liefert einen Beitrag zur Hydrophilie und damit zu einer guten Adaption des Zementes an die Zahnhartsubstanz, aber auch Feuchtigkeitstoleranz, die sich im praktischen Alltag bei subgingivalem Einsatz als vorteilhaft erweisen sollte. Durch Abreaktion des gebildeten Wassers mit überschüssigen Säurefunktionen und anschließender Zementreaktion mit den ionenauslösenden basischen Füllkörpern wird dieses wieder verbraucht [1].

4.5 VERSUCHSDURCHFÜHRUNG

Um die Durchhärtetiefe für beide Keramikdicken bis zu einer Größe von 5,0 mm zu bestimmen, wurden zwei verschieden hohe, längs trennbare Metallformen aus rostfreiem Edelstahl (6,0 mm Höhe für 1,0 mm dicke Keramikscheiben und 7,0 mm Höhe für die 2,0 mm dicken Keramikscheiben) für die Herstellung der zylindrischen Probenkörper benutzt (Abbildung 15).

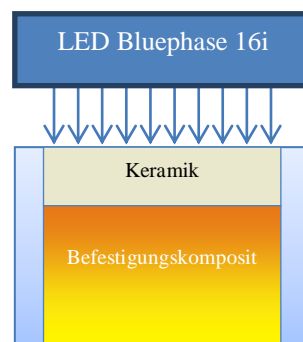


Abbildung 15: Stahlformen für Keramikscheiben **Abbildung 16: Probekörper bei der Polymerisation**

Hierzu wurden jeweils 3 Keramikscheiben mit der geätzten Fläche nach oben am Boden der Form eingespannt. Der selbstadhäsive dualhärtende Kompositzement RelyX (M5) wurde in den verbliebenen Hohlraum mit Hilfe eines Aplicap Kapselsystem auf die Keramik appliziert. Die Form wurde dann samt Komposit nach ISO 4049 mit einem Polyethylenstreifen (M7) und einer Metallplatte überdeckt. Dadurch konnte überschüssiges Material verdrängt und das Kompositmaterial vor ungewollten Lichteinflüssen geschützt werden. Um bei den Proben ohne Lichtaktivierung noch eine Sicherung gegen ungewollten Lichteinfluss zu haben, wurden diese in lichtdichten Filmdosen bis zu ihrer Auswertung verwahrt. Die Stahlform wurde nun gewendet, so dass die Polymerisation von der Keramikseite erfolgen konnte. Gemäß den Herstellerangaben wurde der Befestigungskomposit für 20 Sekunden mit der Polymerisations-

lampe (M6) ausgehärtet (Abbildung 16) oder für 360 Sekunden der reinen Autopolymerisation ohne Lichtzufuhr überlassen.

Während ein Probenkörper polymerisierte, wurden die anderen beiden Probenkörper, die sich zusätzlich in der Form befanden mit lichtundurchlässiger Folie bedeckt, um eine vorzeitige bzw. andauernde lichtinduzierte Polymerisation zu vermeiden. Die Proben ohne Lichtaktivierung wurden in einem speziellen Dunkelraum verarbeitet und zur zusätzlichen Sicherung in lichtdichte Filmdosen verpackt.

Der Lichtleiter wurde direkt auf die Keramik gesetzt, um einen Kontakt zum Prüfkörper herzustellen.

4.6 BESTIMMUNG DER DURCHHÄRTETIEFE NACH ISO 4049

Für die Messung der Durchhärtetiefe wurden die Probenkörper unmittelbar nach der Aushärtung aus der Metallform entnommen. Mit einem Plastikspatel (gemäß ISO 4049) musste zunächst das nicht polymerisierte Material abgeschabt werden (Kratztest).

Die Höhe des zylindrischen Probekörpers wurde dann mittels eines digitalen Mikrometers (M8) mit einer Genauigkeit von 0,01 mm bestimmt. Die Durchhärtetiefe ist somit die Gesamtdicke abzüglich der Dicke der jeweiligen Keramikscheibe. Um die Durchhärtetiefen für die zwei verschiedenen Keramikstärken bis zu einer Größe von 5 mm gegeneinander bestimmen zu können, wurden zwei unterschiedlich hohe Metallformen angefertigt.

Die Probenkörper wurden bis zur Vorbereitung der Bestimmung der Vickershärte vor Lichtexposition durch Aufbewahrung in einem opaken Behälter geschützt.

4.7 BESTIMMUNG DER VICKERSHÄRTE

4.7.1 EINBETTEN DER PROBEN

Um die Vickershärte der Proben bestimmen zu können, müssen sie fest in einer Form stehen. Diese Form sollte eine ebene Auflagefläche haben, um auf dem Messtisch des Härteprüfegerätes nicht zu schaukeln und somit die Eindrücke der Vickerspyramide zu verfälschen. Es wurden einheitliche Plexiglasformen hergestellt, in die man jeweils fünf Prüfkörper mit der Keramikseite zum Boden fixierte. Anschließend erfolgte eine Überbettung mit kalthärtendem, niedrigviskösem Epoxidharz (M9) und eine lichtgeschützte Aufbewahrung von 24 Stunden im Hygrophor.

4.7.2 AUSARBEITUNG UND POLITUR

Die eingebetteten Probenkörper wurden danach mit Nassschleifpapier der Körnung 240, 600, 1200 (M10) und einem Motopol (M11) auf die gewünschte Höhe reduziert (Abbildung 17).

Eine Toleranz von 0,1 mm musste gewahrt bleiben, um die Hochglanzpolitur mit einem Leinentuch zu gewährleisten und die erforderliche Schichtdicke zu erhalten.

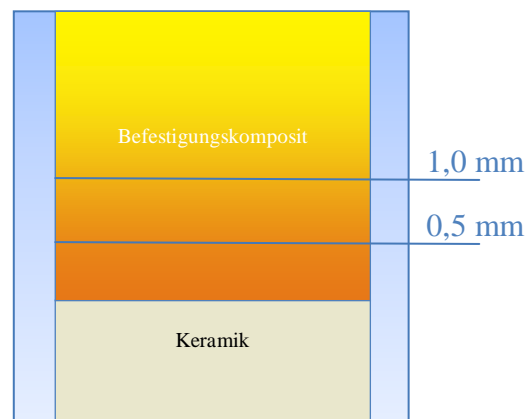


Abbildung 17: Vorbereitung der Prüfkörper für Messung der Vickershärte

4.7.3 MESSUNG DER VICKERSHÄRTE

Nach dem Zufallsprinzip wurden je Prüfkörper drei Messpunkte zur Ermittlung der Vickershärte in Anlehnung an DIN-EN ISO 6507-1 ausgewählt. Die Messung erfolgte mit Hilfe eines Vickers-Diamanten (Pyramide 136°) in einer speziellen Halterung (M12). Alle Messungen wurden 60 Sekunden unter einer Last von 0,2 kp in einem Universal-Härteprüfgerät (M13) durchgeführt.

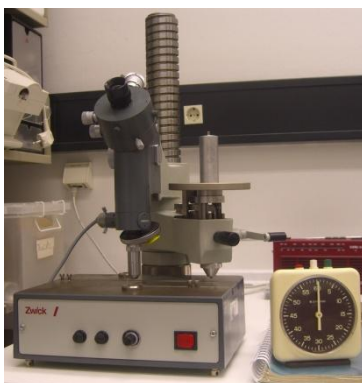


Abbildung 18: Vickers-Härteprüfgerät

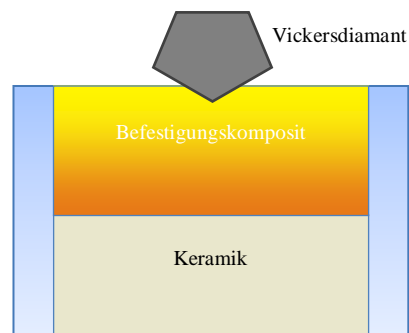


Abbildung 19: Messung der Vickershärte

Die Vickershärte (HV) ist proportional zum Quotienten aus Prüfkraft F und der Eindruckoberfläche A nach Rücknahme der Prüfkraft. Dieser Eindruck wird als eine gerade Pyramide angesehen, welche eine quadratische Grundfläche mit der Diagonalen d und dem Flächenwinkel des Eindringkörpers aufweist. Die Eindringtiefe der Pyramide beträgt ca. $1/7$ der Diagonallänge des Eindrucks. Die Vickershärte (HV) wird ohne Einheit angegeben. Sie ergibt sich als Quotient aus der aufgebrachten Kraft F (in kp) und der Oberfläche A (in mm^2) des bleibenden Eindrucks :

$$HV = \frac{F}{A}$$

Die Eindruckoberfläche A errechnet sich aus folgender Beziehung, wobei d_1 und d_2 als vertikale und horizontale Eindruckdiagonale aus der Messung hervorgingen:

$$A = \frac{d^2}{2 \times \cos 22^\circ} = \frac{d^2}{2 \times \sin \frac{136^\circ}{2}} = \frac{d^2}{1,854} \quad \text{mit } d = \frac{d_1 + d_2}{2}$$

Damit ergibt sich:

$$HV = \frac{2 \times F \times \sin \frac{136^\circ}{2}}{d^2} = \frac{0,184 \times F}{d^2}$$

Nach der kompletten Messreihe bei 1 mm oberhalb der Keramik wurden die Prüfkörper mittels Nassschleifpapier derselben Körnung wie vorher beschrieben auf eine Komposit-schichtdicke von 0,5 mm reduziert und poliert. Es wurde eine erneute Messung der Vickershärte nach obigen Verfahren durchgeführt.

4.8 STATISTISCHE AUSWERTUNG

Die gesamte statische Auswertung erfolgte mit Hilfe der SPSS/PC-Software (M14). Dabei wurden zunächst die Medianwerte der gemessenen Vickershärten und Durchhärte-tiefen in den einzelnen Prüfgruppen ($n = 10$) mit den entsprechenden 25 %- (Q_1) und 75 %-Quartilen (Q_3) ermittelt und anschließend verschiedenen nonparametrischen statistischen Tests unterzogen. Für unabhängige Untersuchungsgruppen wurde der Mann-Whitney-U-Test, für abhängige der Wilcoxon-Rank-Sum-Test herangezogen. Das Signifikanzniveau α wurde bei 0,05 definiert, d. h. ein signifikanter Unterschied besteht, wenn $P \leq \alpha = 0,05$ gilt.

4.8.1 STATISTISCHE AUSWERTUNG DER DURCHHÄRTETIEFE

Je Probe wurde die Durchhärtetiefe bestimmt. Für jede Prüfgruppe ($n = 10$) wurde aus diesen Werten der Median, Q_1 und Q_3 bestimmt.

4.8.2 STATISTISCHE AUSWERTUNG DER VICKERSHÄRTE

Je Probe und Kunststoffschichtstärke wurde an drei verschiedenen Punkten die Vickershärte gemessen. Der Median dieser drei Werte wurde als repräsentativer Wert für die Vickershärte dieser Probe zur weiteren Analyse herangezogen. Aus diesen Werten war für jede Prüfgruppe ($n = 10$) der Median, Q_1 und Q_3 zu ermitteln.

4.8.3 FAKTORENANALYSE

Zur allgemeinen Bewertung des Einflusses eines einzelnen Parameters (wie Keramikart, Keramikdicke, Lichtaktivierung, Autopolymerisation oder Kompositschichtdicke) wurde das Signifikanzniveau α gemäß der Error-Rates-Methode (Miller, 1981) zu $\alpha^* = 1 - (1 - \alpha)^{1/k}$ adjustiert, wobei k die Anzahl der beim jeweiligen Versuch auftretender Testkombinationen darstellt. Dies bedeutet, dass ein signifikanter Einfluss dann bestand, wenn mindestens eine der Irrtumswahrscheinlichkeiten p aus den paarweisen Vergleichen für den jeweils untersuchten Versuchsparameter kleiner oder gleich α^* war.

5 ERGEBNISSE

5.1 EMISSIONSSPEKTRUM UND LICHTLEISTUNG

Für die in dieser Versuchsreihe verwendete Lichtlampe wurden die Lichtleistung und das Emissionsspektrum ohne Keramik und durch die beiden verwendeten Keramiken gemessen.

Die Bluephase 16i besitzt eine Lichtleistung von 742 mW und eine Gesamtlichtintensität von $1773,38 \text{ mW/cm}^2$ im High-Power-Modus. Bei Belichtung durch die Keramikscheibe fällt die Lichtintensität deutlich ab (vgl. Abbildung 20). Das Emissionsspektrum ist auf einen sehr engen Bereich von 403 - 503 nm begrenzt, das Maximum liegt bei 443 nm.

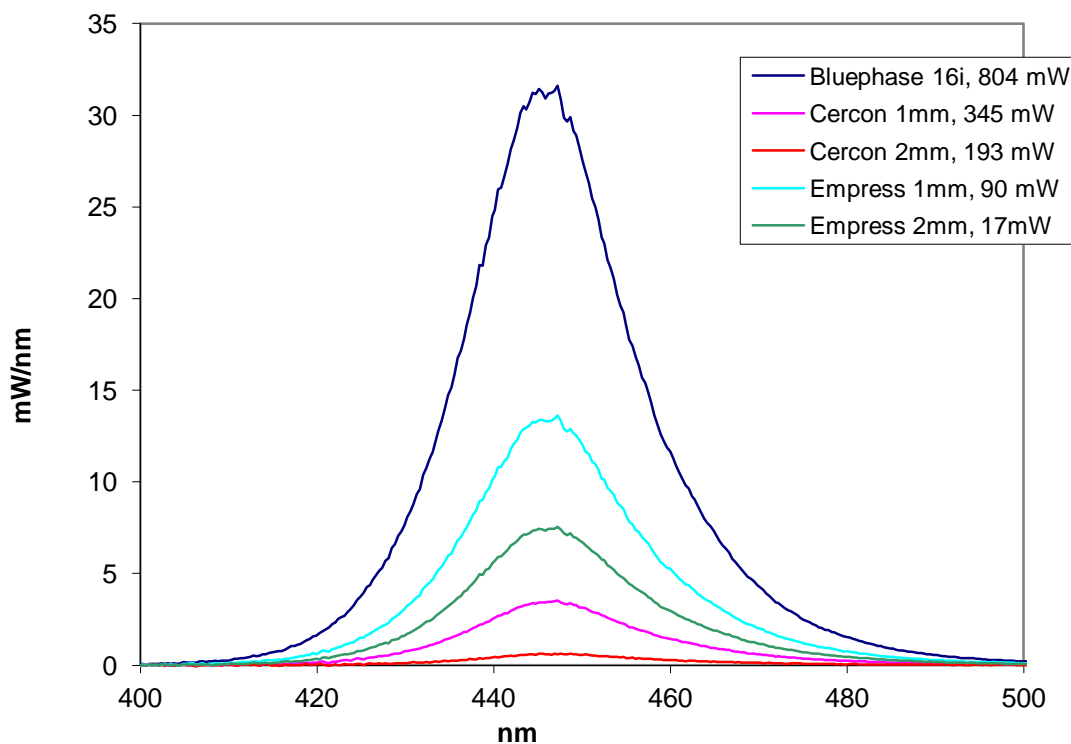


Abbildung 20: Lichtintensität Bluephase 16i

5.2 DURCHHÄRTETIEFE

Abbildung 21 und Tabelle 2 zeigen eine Zusammenfassung der Werte für die Durchhärtetiefe von RelyX Unicem nach Polymerisation durch 1,0 mm bzw. 2,0 mm Keramik getrennt für die Keramiken Empress2 und Cercon sowie die Gruppen mit/ohne Lichtaktivierung. Außer der

Gruppe 2 (Cercon 2,0 mm ohne Lichtaktivierung) erreichten alle Gruppen die nach ISO 4049 geforderte Mindestdurchhärtetiefe von 2,0 mm.

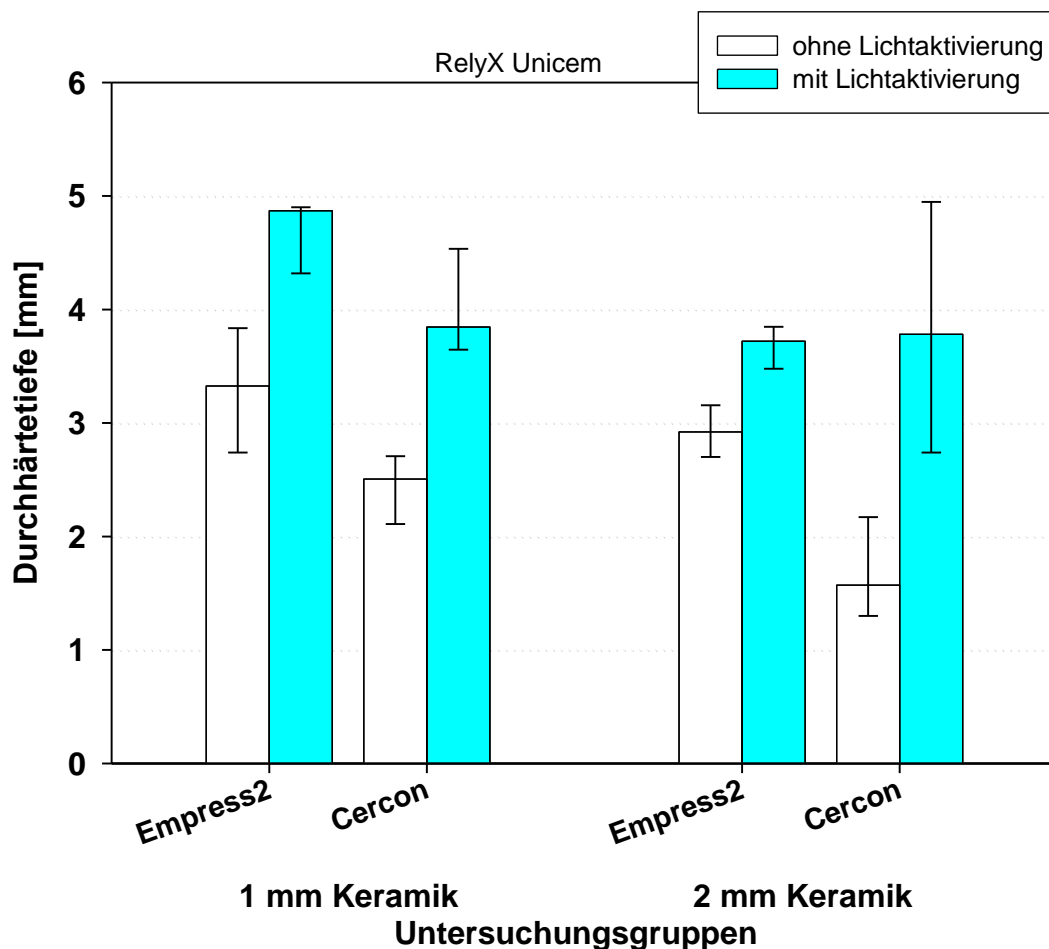


Abbildung 21: Darstellung der Durchhärtetiefe von RelyX Unicem mit / ohne Lichtaktivierung nach Polymerisation durch 1,0 mm / 2,0 mm dicke Keramik (Empress2 / Cercon)

Die Durchhärtetiefe für Empress2, 1mm liegt mit Lichthärtung bei 4,9 mm (Median) und bei Dunkelhardtung bei 3,3 mm (Median). Der niedrigste Wert liegt bei 2,7 mm (Dunkelhärtung, 25%-Perzentile), der höchste Wert bei 4,9 mm (Lichthärtung, 75%-Perzentile) (Tabelle 2).

Bei Cercon, 1mm zeigt sich bei Lichthärtung ein Wert von 3,8 mm (Median) und bei Dunkelhardtung von 2,5 mm (Median). Den niedrigsten Wert findet man bei 2,1 mm (Dunkelhärtung, 25% Perzentile), den höchsten bei 4,5 mm (Lichthärtung, 75%-Perzentile) (Tabelle 2).

Unter Empress2, 2mm, liegt die Durchhärtetiefe bei 3,7 mm (Median) mit Lichthärtung und bei 2,9 mm (Median) bei Dunkelhardtung. Der niedrigste Wert zeigt sich bei 2,7 mm (Dunkelhärtung, 25% Perzentile), der höchste bei 3,8 mm (Lichthärtung, 75%-Perzentile) (Tabelle 2).

Die Durchhärtetiefe für Cercon, 2mm liegt mit Lichthärtung bei 3,8 mm (Median) und bei Dunkelhärtung bei 1,6 mm (Median). Der niedrigste Wert liegt bei 1,3 mm (Dunkelhärtung, 25%-Perzentile), der höchste Wert bei 4,9 mm (Lichthärtung, 75%-Perzentile) (Tabelle 2).

Durch Photopolymerisation ist eine signifikante Steigerung der Durchhärtetiefe zu erkennen. Die höchsten Werte erreichten die 1mm Empress2-Keramikscheiben mit Lichtaktivierung: 4,9 / 4,3 / 4,9 (Median / 25 %- / 75 %-Perzentile), die niedrigsten Werte findet man bei den 2mm Cerconscheiben ohne Lichtaktivierung: 1,6 / 1,3 / 2,2 (Median / 25 %- / 75 %-Perzentile) (Tabelle 2).

5.2.1 VERGLEICH UNTERSCHIEDLICHER KERAMIKDICKEN

Die Durchhärtetiefe des Komposits unter einer 1,0 mm dicken Empress2-Keramik mit Lichtaktivierung und unter einer 2,0 mm dicken Keramikschiicht zeigt einen statistisch signifikant geringeren Wert ($p = 0,000$) für 2,0 mm dicke Keramikschiichten (vgl. Tabelle 5).

Dagegen kann bei der Empress2-Keramik unter einer 1,0 mm dicken Keramikschiicht und unter einer 2,0 mm dicken Keramikschiicht ohne Lichtaktivierung kein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden (vgl. Tabelle 5).

Unter einer 1,0 mm dicken Cercon-Keramik ohne Lichtaktivierung und unter einer 2,0 mm dicken Keramikschiicht findet man einen statistisch signifikant geringeren Wert ($p = 0,023$) für 2,0 mm dicke Keramikschiichten (vgl. Tabelle 5).

Im Vergleich der Durchhärtetiefe einer 1,0 mm dicken Cercon-Keramik mit Lichtaktivierung und einer 2,0 mm dicken Keramikschiicht kann kein statistisch signifikanter Unterschied gezeigt werden (vgl. Tabelle 5).

5.2.2 VERGLEICH UNTERSCHIEDLICHER KERAMIKARTEN

Für die Durchhärtetiefe des Komposits zeigt sich ohne Lichtaktivierung unter einer 1,0 mm dicken Empress2-Keramikschiicht ein statistisch signifikant höherer Wert ($p = 0,005$) als unter einer 1,0 mm dicken Cercon-Keramikschiicht (vgl. Tabelle 4).

Unter einer 1,0 mm dicken Empress2-Keramik mit Lichtaktivierung und unter einer 1,0 mm dicken Cercon-Keramikschiicht kann ein statistisch signifikant höherer Wert ($p = 0,009$) für Empress2 ermittelt werden (vgl. Tabelle 4).

Unter einer 2,0 mm dicken Empress2-Keramik ohne Lichtaktivierung kann ein statistisch signifikant höherer Wert ($p = 0,000$) festgestellt werden als unter einer 2,0 mm dicken Cercon-Keramikschrift (vgl. Tabelle 4).

Kein statistische signifikanter Unterschied für die Durchhärtestiefe des Befestigungskomposit zeigt sich unter einer 2,0 mm dicken Empress2-Keramik mit Lichtaktivierung und der 2,0 mm dicken Cercon-Keramik (vgl. Tabelle 4).

5.2.3 VERGLEICH DER DURCHHÄRTETIEFE MIT UND OHNE LICHTAKTIVIERUNG

Für die Durchhärtestiefe lässt sich in jeder Gruppe dieser Versuchsreihe ein statistisch signifikant geringerer Wert ($p = 0,000$) für die Prüfkörper ohne Lichtaktivierung feststellen (vgl. Tabelle 6).

5.2.4 ERGEBNISSE DER ERROR-RATES METHODE

Die Ergebnisse der Error-Rates-Methode haben gezeigt, dass die Keramikdicke unabhängig von Keramikart, Lichtaktivierung und Kompositschichtdicke einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Durchhärtestiefe hat ($k = 4$; $p < 0,012$).

Die Lichtaktivierung hat unabhängig von allen Parametern einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Durchhärtestiefe ($k = 4$; $p < 0,012$).

Die Keramikart hat unabhängig von allen Parametern einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Durchhärtestiefe ($k = 4$; $p < 0,012$).

5.3 VICKERSHÄRTE

Abbildung 22 und Tabelle 3 zeigen eine Zusammenfassung der Vickershärtezahlen von RelyX Unicem in 1,0 mm und 0,5 mm Messtiefe nach Polymerisation getrennt nach Keramiken (Cercon / Empress2), Keramikdicken (1,0 mm, 2,0 mm) und den Parametern (mit Lichtaktivierung / Dunkelhärtung).

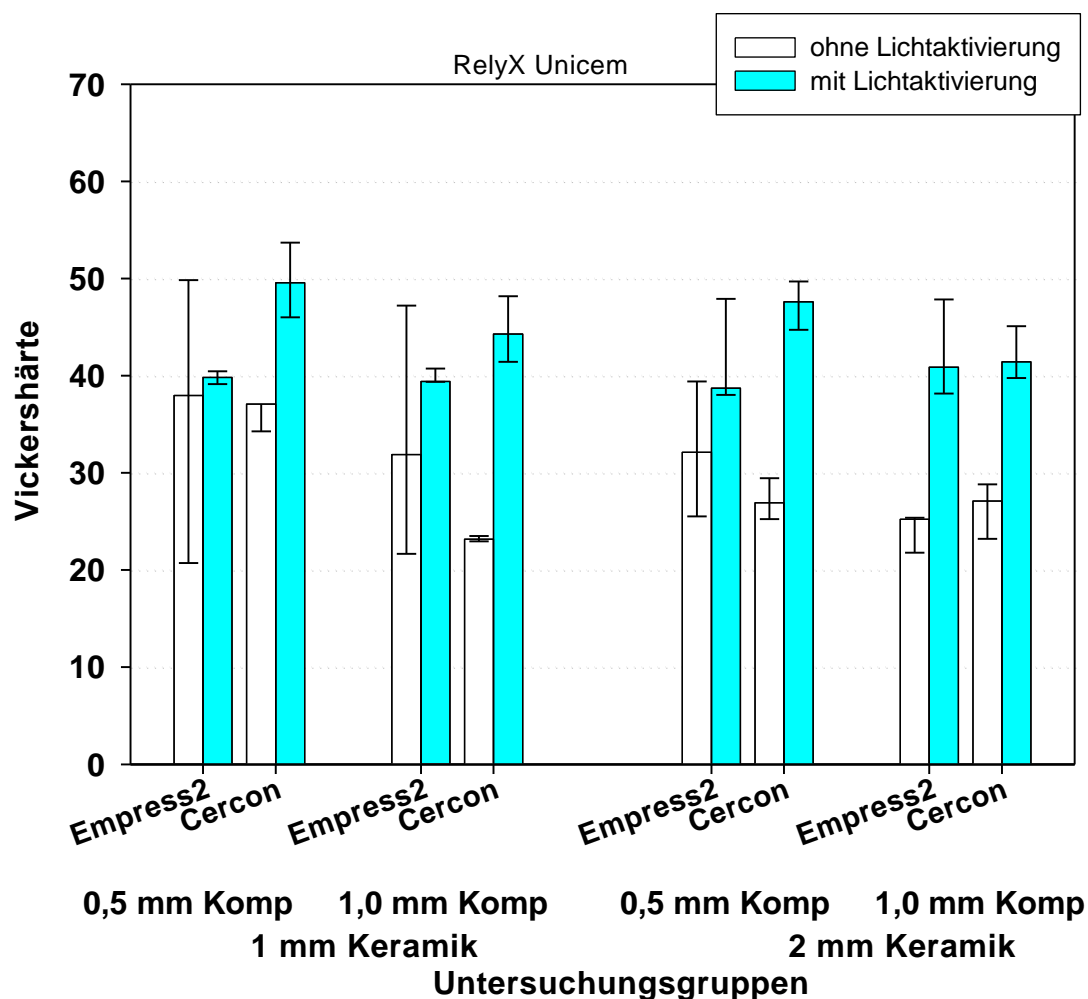


Abbildung 22: Darstellung der Vickershärte des Befestigungskomposits mit RelyX Unicem mit / ohne Lichtaktivierung nach Polymerisation durch 1,0 mm / 2,0 mm dicke Keramik (Cercon / Empress2) in einer Messtiefe von 0,5 mm / 1,0 mm des Komposits

Die Vickershärte für Empress2, 1,0 mm, liegt mit Lichthärtung bei 39,8 (0,5 mm Kunststoff, Median) und 39,4 (1,0 mm Kunststoff, Median) und bei Dunkelhärtung bei 38,0 (0,5 mm Kunststoff, Median) und 31,9 (1,0 mm Kunststoff, Median). Der niedrigste Wert liegt bei 20,7 (Dunkelhärtung, 0,5 mm Kunststoff, 25%-Perzentile), der höchste Wert bei 49,8 (Dunkelhärtung, 0,5 mm Kunststoff, 75%-Perzentile) (Tabelle 3).

Bei Cercon, 1,0 mm zeigt sich bei Lichthärtung ein Wert von 49,6 (0,5 mm Kunststoff, Median) und 44,3 (1,0 mm Kunststoff, Median) und bei Dunkelhärtung von 37,1 (0,5 mm Kunst-

stoff, Median) und 23,2 (1,0 mm Kunststoff, Median) Den niedrigsten Wert findet man bei 22,9 (Dunkelhärtung, 1,0 mm Kunststoff, 25%-Perzentile), den höchsten bei 53,7 (Lichtaktivierung, 0,5 mm Kunststoff, 75%-Perzentile) (Tabelle 3).

Unter Empress2, 2,0 mm mit Lichthärtung liegt die Vickershärte bei 38,7 (0,5 mm Kunststoff, Median) und 40,9 (1,0 mm Kunststoff, Median) und ohne Lichthärtung bei 32,1 (0,5 mm Kunststoff, Median) und 25,2 (1,0 mm Kunststoff, Median). Der niedrigste Wert zeigt sich bei 21,8 (Dunkelhärtung, 1,0 mm Kunststoff, 25%-Perzentile), der höchste bei 47,9 (Lichthärtung, 1,0 mm Kunststoff, 75%-Perzentile) (Tabelle 3).

Die Vickershärte für Cercon, 2,0 mm liegt mit Lichthärtung bei 47,6 (0,5 mm Kunststoff, Median) und 41,4 (1,0 mm Kunststoff, Median) und bei Dunkelhardtung bei 26,9 (0,5 mm Kunststoff, Median) und 27,1 (1,0 mm Kunststoff, Median). Der niedrigste Wert liegt bei 23,2 (Dunkelhärtung, 1,0 mm Kunststoff, 25%-Perzentile), der höchste Wert bei 49,7 (Lichthärtung, 0,5 mm Kunststoff, 75%-Perzentile) (Tabelle 3).

5.3.1 VERGLEICH DER KERAMIKDICKEN

Für die Empress2-Scheiben kann kein statistisch signifikanter Unterschied beim Vergleich der Keramikdicken angegeben werden, weder mit noch ohne Lichthärtung und weder bei 0,5 mm noch bei 1,0 mm Kompositdicke (vgl. Tabelle 3).

Die Vickershärte des Befestigungskomposits bei Cercon-Keramik in einer Tiefe von 0,5 mm zeigt unter einer 1,0 mm dicken Keramikschicht ohne Lichtaktivierung einen statistisch signifikant höheren Wert ($p = 0,009$) als unter einer 2,0 mm dicken Keramikschicht (vgl. Tabelle 5).

Kein statistisch signifikanter Unterschied kann für Cercon-Keramik in einer Tiefe von 0,5 mm unter einer 1,0 mm dicken Keramikschicht mit Lichtaktivierung und unter einer 2,0 mm dicken Keramikschicht ermittelt werden (vgl. Tabelle 5).

Bei Cercon-Keramik wurde in einer Komposittiefe von 1,0 mm unter einer 1,0 mm dicken Keramikschicht ohne Lichtaktivierung ein statistisch signifikant geringerer Wert ($p = 0,029$) als unter einer 2,0 mm dicken Keramikschicht gefunden (vgl. Tabelle 5).

Dagegen weist die Vickershärte des Befestigungskomposit bei Cercon-Keramik in einer Tiefe von 1,0 mm unter einer 1,0 mm dicken Keramikschicht mit Lichtaktivierung im Vergleich zu einer 2,0 mm dicken Keramikschicht keinen statistisch signifikanten Unterschied auf (vgl. Tabelle 5).

5.3.2 VERGLEICH DER VICKERSHÄRTE MIT UND OHNE LICHTAKTIVIERUNG

Kein statistisch signifikanter Unterschied kann bei Empress2-Keramik in einer Tiefe von 0,5 mm unter einer 1,0 mm dicken Keramikschicht ohne Lichtaktivierung und mit Lichtaktivierung ermittelt werden (vgl. Tabelle 6).

Ebenso zeigt sich bei der Vickershärte des Befestigungskomposits bei Empress2-Keramik in einer Tiefe von 1,0 mm unter einer 1,0 mm dicken Keramik ohne Lichtaktivierung und mit Lichtaktivierung kein statistisch signifikanter Unterschied (vgl. Tabelle 6).

Für die Vickershärte von RelyX Unicem bei Empress2-Keramik in einer Tiefe von 0,5 mm unter einer 2,0 mm dicken Keramik ohne Lichtaktivierung und mit Lichtaktivierung konnte ein statistisch signifikant höherer Wert ($p = 0,043$) für die photopolymerisierten Keramiken errechnet werden (vgl. Tabelle 6).

Für Empress2-Keramik wurde für die Vickershärte des Befestigungskomposits in einer Tiefe von 1,0 mm unter einer 2,0 mm dicken Schichtstärke der Keramik ohne Lichtaktivierung ein statistisch signifikant geringerer Wert ($p = 0,000$) ermittelt als mit Lichtaktivierung (vgl. Tabelle 6).

Auch für die Vickershärte des Befestigungskomposits bei Cercon-Keramik in einer Tiefe von 0,5 mm unter einer 1,0 mm dicken Keramik ohne Lichtaktivierung zeigte sich ein statistisch signifikant geringerer Wert ($p = 0,000$) als mit Lichtaktivierung (vgl. Tabelle 6).

Desweiteren kann für die Vickershärte des Befestigungskomposits bei Cercon-Keramik in einer Tiefe von 1,0 mm unter einer 1,0 mm dicken Keramikschicht ohne Lichtaktivierung ein statistisch signifikant geringerer Wert ($p = 0,000$) festgestellt werden als mit Lichtaktivierung (vgl. Tabelle 6).

Ebenso wurde für die Vickershärte des Befestigungskomposit in einer Tiefe von 0,5 mm unter einer 2,0 mm Cercon-Keramik ohne Lichtaktivierung ein statistisch signifikant geringerer Wert ($p = 0,000$) ermittelt als unter gleichen Bedingungen mit Lichtaktivierung (vgl. Tabelle 6).

Für die Vickershärte des Befestigungskomposit unter einer 2,0 mm dicken Cercon-Keramik in einer Tiefe von 1,0 mm ohne Lichtaktivierung und mit Lichtaktivierung kann wiederum ein statistisch signifikant höherer Wert ($p = 0,000$) bei Lichtaktivierung festgestellt werden (vgl. Tabelle 6).

Durch Lichtaktivierung kann in allen Prüfungsgruppen die Vickershärte deutlich gesteigert werden (siehe auch Abbildung 23).

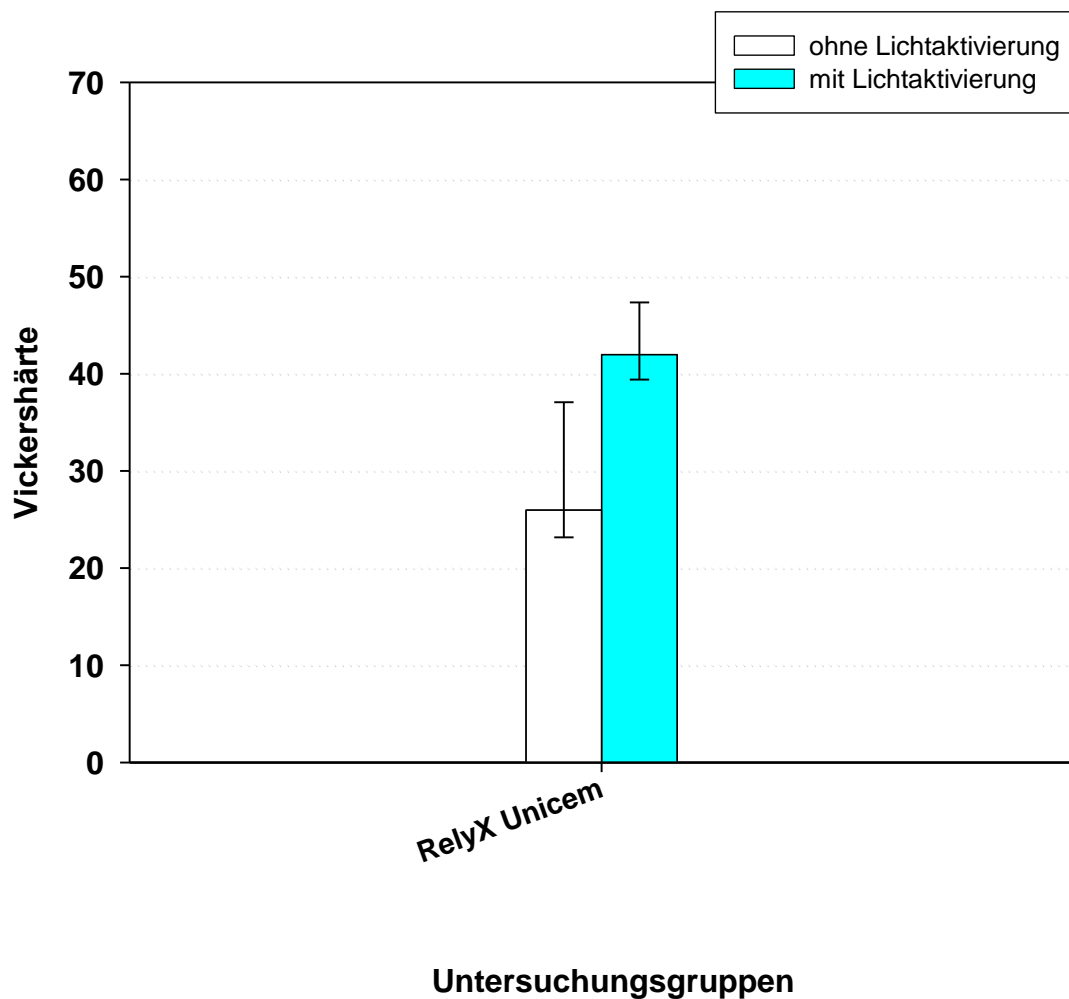


Abbildung 23: Darstellung der Vickershärte des Befestigungskomposits Rely X Unicem mit/ohne Lichtaktivierung

5.3.3 VERGLEICH DER KERAMIKARTEN

In einer Tiefe von 0,5 mm unter einer 1,0 mm dicken Keramiksicht lässt sich ohne Lichtaktivierung kein statistisch signifikanter Unterschied für die Vickershärte von RelyX Unicem im Vergleich der beiden Keramikarten feststellen (vgl. Tabelle 4).

Dafür kann beim Vergleich in einer Tiefe von 0,5 mm unter einer 1,0 mm dicken Keramiksicht mit Lichtaktivierung ein statistisch signifikant geringerer Wert ($p = 0,000$) bei der Empress2-Keramik festgestellt werden (vgl. Tabelle 4).

Kein statistisch signifikanter Unterschied kann für die Vickershärte des Komposits bei Empress2-Keramik in einer Tiefe von 1,0 mm unter einer 1,0 mm dicken Keramikschicht ohne Lichtaktivierung und bei Cercon-Keramik in einer Tiefe von 1,0 mm unter einer 1,0 mm dicken Keramikschicht ohne Lichtaktivierung ermittelt werden (vgl. Tabelle 4).

Die Vickershärte des Befestigungskomposits zeigt unter einer 1,0 mm dicken Empress2-Keramik in einer Tiefe von 1,0 mm mit Lichtaktivierung und unter der Cercon-Keramik bei gleichen Bedingungen einen statistisch signifikant höheren Wert ($p = 0,023$) für die Cercon-Keramik (vgl. Tabelle 4).

Unter Empress2-Keramik in einer Tiefe von 0,5 mm unter einer 2,0 mm dicken Keramikschicht ohne Lichtaktivierung und in einer Tiefe von 0,5 mm unter einer 2,0 mm dicken Cercon-Keramikschicht ohne Lichtaktivierung zeigt sich kein statistisch signifikanter Unterschied (vgl. Tabelle 4).

Auch in einer Tiefe von 0,5 mm unter einer 2,0 mm dicken Empress2-Keramikschicht mit Lichtaktivierung und unter gleichen Bedingungen bei der Cercon-Keramik lässt sich keine statistische Signifikanz feststellen (vgl. Tabelle 4).

Unter einer 2,0 mm dicken Empress2-Keramikschicht lässt sich für die Vickershärte des Befestigungskomposits in einer Tiefe von 1,0 mm ohne Lichtaktivierung und unter Cercon-Keramik in einer Tiefe von 1,0 mm unter einer 2,0 mm dicken Keramikschicht ohne Lichtaktivierung ein statistisch signifikant höherer Wert ($p = 0,035$) für Cercon ermitteln (vgl. Tabelle 4).

Kein statistisch signifikanter Unterschied lässt sich für die Vickershärte des Befestigungskomposits unter einer 2,0 mm dicken Empress2-Keramik in einer Tiefe von 1,0 mm mit Lichtaktivierung und unter einer 2,0 mm dicken Cercon-Keramik in einer Tiefe von 1,0 mm mit Lichtaktivierung feststellen (vgl. Tabelle 4).

5.3.4 VERGLEICH KOMPOSITDICKEN GEGENEINANDER (ABHÄNGIG)

Für die Vickershärte des Komposits unter einer 1,0 mm dicken Empress2-Keramik in 0,5 mm Tiefe ohne Lichtaktivierung und in einer Tiefe von 1,0 mm ohne Lichtaktivierung zeigt sich kein statistisch signifikanter Unterschied (vgl. Tabelle 7).

Auch unter einer 1,0 mm dicken Empress2-Keramikschicht in einer Tiefe von 0,5 mm mit Lichtaktivierung und in einer Tiefe von 1,0 mm unter sonst gleichen Rahmenbedingungen lässt sich keine statistische Signifikanz ermitteln (vgl. Tabelle 7).

Ein statistisch signifikant höherer Wert ($p = 0,009$) für die Vickershärte des Komposits lässt sich unter einer unter einer 2,0 mm dicken Empress2-Keramik ohne Lichtaktivierung in einer Tiefe von 0,5 mm als in einer Tiefe von 1,0 mm ermitteln (vgl. Tabelle 7).

Dagegen kann unter einer 2,0 mm dicken Empress2-Keramik in einer Tiefe von 0,5 mm mit Lichtaktivierung in einer Tiefe von 1,0 mm mit Lichtaktivierung keine statistische Signifikanz gezeigt werden (vgl. Tabelle 7).

Die Vickershärte des Befestigungskomposits ist unter einer 1,0 mm dicken Cercon-Keramik in 0,5 mm Tiefe ohne Lichtaktivierung statistisch signifikant höher ($p = 0,005$) als in einer Tiefe von 1,0 mm unter sonst gleichen Bedingungen (vgl. Tabelle 7).

Auch unter einer 1,0 mm dicken Cercon-Keramiksicht ist die Vickershärte des Komposits in einer Tiefe von 0,5 mm mit Lichtaktivierung wiederum statistisch signifikant höher ($p = 0,005$) als in einer Tiefe von 1,0 mm unter 1,0 mm dicken Keramiksichten (vgl. Tabelle 7).

Die Vickershärte des Befestigungskomposits zeigt unter Cercon-Keramik in einer Tiefe von 0,5 mm unter 2,0 mm dicken Keramiksichten ohne Lichtaktivierung und unter gleichen Bedingungen in einer Tiefe von 1,0 mm keinen statistisch signifikanten Unterschied (vgl. Tabelle 7).

Für die Vickershärte des zu testenden Komposits ist bei Cercon Keramik in einer Tiefe von 0,5 mm unter einer 2,0 mm dicken Keramik mit Lichtaktivierung der Wert ($p = 0,022$) statistisch signifikant höher als in einer Tiefe von 1,0 mm (vgl. Tabelle 7).

5.3.5 ERGEBNISSE DER ERROR-RATES-METHODE

Die Ergebnisse der Error-Rates-Methode haben gezeigt, dass die Keramikdicke unabhängig von Keramikart, Lichtaktivierung und Kompositdicke einen statistisch signifikante Einfluss auf die Vickershärte hat ($k = 8$; $p < 0,006$).

Die Keramikart hat unabhängig von allen Parametern einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Vickershärte ($k = 8$; $p < 0,006$).

Die Lichtaktivierung hat unabhängig von allen Parametern einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Vickershärte ($k = 8$; $p < 0,006$).

Auch die Kompositschichtdicke hat sowohl unabhängig ($k = 8$; $p < 0,006$) als auch abhängig nach Wilcoxon ($k = 8$; $p < 0,006$) einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Vickershärte.

6 DISKUSSION

Bei Keramikrestorationen unterscheidet man im Wesentlichen zwei Komponenten: den keramischen Werkstoff und das Verbund-System [61]. Weitere wichtige Parameter des adhäsiven Zementierens keramischer Restorationen sind neben dem Befestigungskomposit und der Keramikart, Schichtstärke, Farbe und Opazität der zu durchstrahlenden Keramik und die Lichtquelle. Diese Komponenten haben einen direkten Einfluss auf die Polymerisationstiefe und somit auch auf die Konversionsrate des Komposits. Ziel der adhäsiven Befestigung keramischer Restorationen ist ein möglichst langlebiger, kraftschlüssiger und bakteriendichter Verbund zwischen Restauration und Zahnhartsubstanz [61].

Viele Studien beleuchten ausschließlich die Werkstoffprüfung eines direkten Füllungskomposits oder Befestigungskomposits ohne keramische Restorationen [62, 122, 128-130]. In der vorliegenden Arbeit wurde geklärt, inwieweit die Polymerisation eines Befestigungskomposits von der zu durchstrahlenden Keramik (Empress2 und Cercon), deren Schichtstärke und dem Polymerisationsverfahren (Lichthärtung vs. Dunkelhärtung) abhängig ist.

6.1 MATERIAL UND METHODE

6.1.1 AUSWAHL KERAMIK

In dieser Studie wurden zur Simulation einer vollkeramischen Restauration zwei verschiedene Keramiken (Empress2 / Cercon) in unterschiedlichen Stärken (1 mm, 2 mm) verwendet, da in der Literatur aufgrund der mechanischen Eigenschaften der Keramiken für Inlays eine Mindestdicke von 1,5 bis 2 mm gefordert wird [118]. So ist das gesamte Spektrum von Veneers im Frontzahnbereich bis zum Inlay im Seitenzahnbereich abgedeckt. Die Keramiken wurden beide in der gebräuchlichen Farbe A3 gewählt, um sie miteinander vergleichen zu können.

Cercon, eine Oxidkeramik ist das einzige Material mit dem Nachweis in zwei klinischen Langzeitstudien, bei denen die Ergebnisse von Zirkonoxid mit denen beim Goldstandard Metallkeramik vergleichbar sind [26, 117]. Abgekühltes Aluminiumoxid liegt in einem kristallinen Zustand vor, der die Biegefestigkeit erhöht und die Rissbildung vermindert, während zum Beispiel die abgekühlte Schmelze von Siliziumdioxid eine amorph erstarrte Schmelze (Nonkristallisation) darstellt. Nachteilig hierbei ist jedoch die daraus resultierende

Transluzenzminderung, bzw. ein opakeres Aussehen der Cerconkeramik im Vergleich zu Feldspat- und Glaskeramiken. Aus diesem Grund werden Aluminiumoxidkeramiken vorwiegend als Hartkernmasse verwendet und anschließend mit dental-keramischen Massen überschichtet [105].

Um die Opazitätserhöhung zu umgehen, bestand die Herausforderung bei der Entwicklung der neuen hochfesten Empress2-Keramik darin, die Festigkeit des Materials zwar zu steigern, aber nicht auf Kosten der Transluzenz. Die Lösung des Problems wurde erzielt, indem eine kristalline Phase entwickelt wurde deren optischen Eigenschaften vergleichbar sind mit jener der Glasphase. Die Gerüstkeramik ist eine Lithiumdisilikat-Glaskeramik und die chemische Basis dieses Werkstoffes stellt das SiO_2 - Li_2O System dar [86].

Keramikscheiben in verschiedenen Dicken sind in *in vitro* Studien ein bewährtes Mittel zur Simulation einer okklusalen Restauration, um den Einfluss der Dicke der Keramik auf die Härte des polymerisierten Komposites zu ermitteln, da dies vorwiegend von der Farbe, der Opazität und der Schichtstärke der Keramik abhängt [24, 43, 59, 131], aber auch von der Polymerisationsmethode [71].

6.1.2 AUSWAHL LAMPE

Auf Grund ihres optimal an Kampherchinon angepassten Lichtspektrums und ihrer gesteigerten Lichtintensität halbiert sich bei den neuen LED-Lampen die Belichtungszeit von 40 s (Halogenlampe) auf 20 s bei gleicher Polymerisationsqualität [40]. Dem entsprechend wurde für diese Studie die LED-Lampe Bluephase 16i benutzt und eine Belichtungszeit von 20 s gemäß den Herstellerangaben für diese Lampe gewählt. Ernst et al [40] fanden bei LED-Mehrfachbelichtungen (drei Intervalle zu je 20 s) von Kompositen eine bessere Durchhärtung und einen niedrigeren Restmonomergehalt als bei einfachen Belichtungsintervallen.

Mehrere Studien zeigten deutliche Unterschiede zwischen den Herstellerangaben zu Lichtintensitäten von Polymerisationslampen und den in den verschiedenen Studien ermittelten Werten [39, 40, 70, 71, 128]. Watts et. al. stellten diesbezüglich fest, dass spektrale Verteilung der Lichtintensität bei handelsüblichen Geräten variieren und die Durchhärtetiefe von Kompositen beeinflussen können [132]. LED-Geräte weisen ein sehr schmales Spektrum auf. Das Maximum der Bluephase 16i liegt bei 443 nm.

Einflussfaktoren, die eine reduzierte Lichtemissionsleistung bei einem Lichtgerät bedingen, können sowohl auf eine Gerätealterung bzw.-beschädigung als auch auf eine iatrogene Kontamination des Lichtleiters mit Kompositresten zurückzuführen sein [45]. Aus der Reduktion der Arbeitsleistung von Polymerisationsgeräten resultiert eine Reduktion der Härte zwischen der Oberfläche und tiefer gelegenen Schichten [99]. Zudem wurde festgestellt, dass die Ergebnisse zwischen den einzelnen Radiometern stark schwanken, wobei das Demetron-LED-Radiometer zwar im Mittel nur 1 % unter den mit der Ulbrichtkugel gemessenen Werten lag, jedoch eine enorme Streuung der einzelnen Lichtgeräte aufwies [20]. Generell ist die Ungenauigkeit der Messdaten auf den fixen Sensordurchmesser der Radiometergeräte zurückzuführen. Deshalb wurde zur Bestimmung der genauen Lichtintensität der hier verwendeten LED-Lampe (Bluephase 16i), diese nach ISO Normen mit einem faseroptischen Spektralradiometer gemessen (siehe 4.3). Die Lichtintensität der hier verwendeten Lampe ist mit 1773 mW/cm^2 im High Power Modus (HIP) um den Faktor 1,61 höher als die Herstellerangabe.

6.1.3 AUSWAHL BEFESTIGUNGSKOMPOSIT

Grundsätzlich ist eine adhäsive Zementierung bei vollkeramischen Restaurationen anzustreben. Bei rein lichthärtenden Kompositen zeigt sich eine starke Abnahme der Konversion bei Bestrahlung durch Keramik mit zunehmender Substanzdicke [59, 70, 71, 131]. Auch zeigte sich in mehreren Studien mit lichthärtenden Kompositen bei Polymerisation durch eine Keramikschicht von über 3 mm signifikant geringere Härtewerte des Komposits [45, 131]. Deshalb empfehlen Jung et al. [70, 71] die Verwendung dualhärtender statt lichthärtender Komposite, da eine höhere Polymerisationstiefe und -härte erreicht wird.

Als Nachteil der dualhärtenden Befestigungskomposite könnte der hohe Anteil von Aminen gesehen werden, der eine Tendenz zum Nachdunkeln aufweist. Bei sehr dünnen Keramikrestaurationen (z.B. Veneers) ist dies als ästhetischer Nachteil anzusehen, weshalb diese mit rein lichthärtenden Kompositen adhäsiv zu befestigen sind [70, 131].

Mehrere Autoren zeigten [4, 61, 103], dass die mechanischen Eigenschaften der Befestigungskomposite durch Typ und Zusammensetzung der Matrix, den Füllertyp, den Füllergehalt und das Polymerisationsverfahren beeinflusst werden.

RelyX wurde als erster selbstadhäsiver, dualhärtender universaler Composite-Befestigungszement im Jahr 2002 eingeführt und kann laut Herstellerangaben ohne Bonding und Konditionierung der Zahnhartsubstanz verwendet werden [1]. Die Kombination der Vor-

teile von konventionellen und adhäsiven Befestigungstechniken wurde durch die optimale Zusammenführung verschiedener Komponenten aus allen Materialklassen realisiert (siehe 4.4), was in zahlreichen Studien belegt ist [1, 10, 100].

Behr et. al. zeigten in *in vitro* Untersuchungen zur marginalen Adaption von mit RelyX Unicem eingesetzten Keramikkrone (Empress II) dass die Qualität der marginalen Adaptation der von herkömmlichen Befestigungskompositen, wie beispielsweise Variolink II entspricht [10]. Eine Studie von Stanford et al. zu postoperativen Hypersensibilitäten, Randdichtigkeit, marginalen Verfärbung und Sekundärkaries an 95 Keramikinlays und –teilkronen nach vier Jahren *in vivo* bescheinigt RelyX Unicem ohne vorherige Vorbehandlung der Kavität gleichwertige Ergebnisse wie dem Befestigungskomposit Variolink II mit total-etch-Vorbehandlung [1]. In einer weiteren *in vivo* Studie von Peumans et al. [100] wurde das Randspaltverhalten an Empress II – Inlays untersucht. Hierfür wurden 62 Restaurationen mit RelyX Unicem zum einen mit separater Schmelzkonditionierung mittels 35%iger Orthophosphorsäure, zum anderen ohne vorherige Kavitätenbehandlung eingesetzt. Eine Follow-Up-Untersuchung nach zwei Jahren ergab keine signifikanten klinischen Unterschiede im Vergleich der beiden Gruppen.

In dieser Studie wurde RelyX verwendet, um den Einfluss verschiedener Keramiken in unterschiedlichen Schichtstärken auf das Komposit bei Photopolymerisation und reiner Dunkelhärtung zu testen. Es wurde festgestellt, dass jeder einzelne Parameter (Keramikart, Keramikdicke, Lichtaktivierung, Kompositschichtdicke) einen signifikanten Einfluss auf die Durchhärtetiefe bzw. Vickershärte von RelyX hat. Auffällig war, dass geringste Lichtmengen ausreichend waren, um die Durchhärtetiefe bzw. Vickershärte von RelyX signifikant zu erhöhen.

6.1.4 HERSTELLUNG DER PRÜFKÖRPER UND LAGERUNG

Zur Simulation des adhäsiven Einsetzens wurden 80 Prüfkörper (40 Empress2, 40 Cercon) mit einer Dicke von 1,0 mm bzw. 2,0 mm (jeweils 20 Prüfkörper) hergestellt. Um eine ausreichende Oberfläche zum mehrmaligen Messen (Vickershärte) zu erhalten wurde ein Prüfkörper-Durchmesser von 4 mm gewählt. Um die Durchhärtetiefe für beide Keramikdicken zu bestimmen wurden zwei verschieden hohe Stahlformen (siehe Abbildung 15), (6,0 mm für 1,0 mm dicke Keramikscheiben und 7,0 mm für 2,0 mm dicke Keramikscheiben) für Probekörper benutzt. Die Keramikscheiben wurden mit der geätzten Seite nach oben am Boden der Form eingespannt und der verbliebene Hohlraum mit Hilfe eines Applicap Kapselsystem mit dem Komposit aufgefüllt. Das Anmischen des Komposits ist systemimmanent; kleine Luftblasen, die durch das Vermischen entstehen lassen sich nicht vermeiden. Um ein Überfüllen / Unterfüllen der Probekörper zu vermeiden wurden die Proben nach dem Auffüllen mit einem Po-

lyethylenstreifen abgedeckt und die Stahlform gewendet, so dass die Polymerisation von der Keramikseite her erfolgen konnte. Bei der Lichtpolymerisation wurde nur eine Lampe verwendet, um einen konstanten Wert zu garantieren. Der Lichtleiter wurde direkt auf die Restauration gesetzt, um einen gleichbleibenden Abstand zu gewährleisten und eine Streuung des Lichtes zu vermeiden. Es wurde nach Herstellerangaben für 20 Sekunden polymerisiert. Da sich jeweils 3 Prüfkörper gleichzeitig in der Stahlform befanden, wurden bei den lichtpolymerisierenden Proben jeweils 2 Prüfkörper mit einer Metallplatte überdeckt, um diese vor ungewolltem Lichteinfall während des Auspolymerisierens der anderen Probe zu schützen. Die Proben ohne Lichtaktivierung wurden 360 Sekunden der reinen Autopolymerisation überlassen. Um bei den Proben ohne Lichtaktivierung eine Sicherung gegen ungewollten Lichteinfluss zu haben, wurden diese bis zur Auswertung in Filmdosen verwahrt. Geringer Lichtkontakt während des Auffüllens der Form mit dem Kompositzement konnte nicht vermieden werden. Die Durchhärtetiefe wurde sofort im Anschluss an die Polymerisation gemessen. Ein Problem ergab sich aus dem Zeitpunkt der Härtemessung. Bis zum Zeitpunkt der zweiten Messung (Vickershärte) lagerten die Prüfkörper trocken und dunkel in einer handelsüblichen schwarzen Filmdose, wie bereits von Besek et al. [12], Ernst et al. [43] beschrieben, da sie erst 24 Stunden nach dem Einbetten vermessen werden konnten. Ozyesil et al. zeigten, dass dualhärtende Komposite nach 24 Stunden Nachhärtung einen signifikant höheren Konversionsgrad im Vergleich zur Sofortmessung erzielten [97]. Ein weiteres Problem stellte sich beim Zurücktrimmen der Proben ein. Die Probenkörper wurden in vorliegender Studie mit Nassschleifpapier auf Schichtdicken von 1,0 und 0,5 mm reduziert, was ungefähr dem zehn- bis zwanzigfachen einer klinisch akzeptablen Zementfuge entspräche [99]. Aus verfahrenstechnischen Gründen war es jedoch nicht möglich, kleinere Stärken als 0,5 mm zu erzeugen. Deshalb wurden die Messungen in 1,0 und 0,5 mm Tiefe durchgeführt.

Signifikante Unterschiede zwischen der lighthärtenden Komponente sofort und nach 24 Stunden konnten nicht ermittelt werden [97]. Aufgrund des identisch aufgebauten Versuchdesigns mit der parallellaufenden Studie von Christoph Hasenberger mit Multilink Sprint [54], wurde auch in dieser Studie auf die Ermittlung der potentiellen Nachhärtung verzichtet.

6.1.5 HÄRTEMESSVERFAHREN

Marais et al. fanden heraus, dass zur Beurteilung der Qualität von polymerisierbaren Komposits die Untersuchung der Durchhärtetiefe allein nicht ausreicht [87]. Daher sind unterschiedliche Härtemessungen oft das Mittel der Wahl, um die Qualität einer polymerisierten Kompositprobe zu prüfen [6]. Da eine Korrelation zwischen der Härte und der Konversionsra-

te von Kompositen besteht, kann die Härtemessung somit als indirekte Methode zur Beurteilung der C=C Konversion angesehen werden [29, 115]. Deshalb wurden in dieser Studie die Durchhärtetiefe und die Vickershärte als Härtemessverfahren ausgewählt.

6.1.5.1 DURCHHÄRTETIEFE ALS MAß DER POLYMERISATION

Die Durchhärtetiefe von RelyX wurde nach DIN ISO 4049 bestimmt [30, 65]. Es wurde ein zylindrisches Loch in einer Stahlform mit RelyX befüllt, mit einer transparenten Folie abgedeckt und 20 Sekunden von der Keramikseite beleuchtet. Nach der Probenentnahme wurde der nicht ausgehärtete Anteil der Probe durch den sogenannten Kratztest mit einem Plastikspatel entfernt und die Länge des verbleibenden Kompositkörpers mit einem digitalen Mikrometer (M 8) gemessen. Dieses Verfahren wurde bereits in mehreren vorangegangenen Studien ebenfalls angewendet [29, 47, 52, 81, 123]. Nachteil dieser Methode ist, dass sie in tieferliegenden Schichten, wo ungehärtetes Material abgeschabt wurde, keinen Aufschluss über die Qualität der Polymerisation gibt [122, 123], deshalb wurde, um eine ausreichende Durchhärtetiefe des Komposits sicherzustellen, eine minimale Durchhärtetiefe von 2 mm gefordert [30, 65]. Laut ISO 4049 [65] soll der gemessene Durchhärtetiefe-Wert durch 2 geteilt werden. Die Mindestanforderung liegt bei 1, 5 mm. Alle in dieser Studie gemessenen Werte mit Ausnahme der Werte durch 2 mm dicke Cercon-Keramikscheiben ohne Lichtaktivierung erfüllen diese Forderung. Außerdem wurde der Test von einer Person durchgeführt, weil ansonsten die Ergebnisse aufgrund veränderter Techniken und subjektiver Beurteilung differieren könnten [74, 77, 129].

6.1.5.2 VICKERSHÄRTE ALS MAß DER POLYMERISATION

Als weiteres Verfahren zur Ermittlung der Polymerisation wurde die Härteprüfung nach Vickers DIN EN ISO 6507 [30] angewendet. Da die Härteprüfung nach Vickers ursprünglich für Metalle entwickelt worden ist muss bei der Messung von Kunststoffen die elastische Rückstellung des Materials berücksichtigt werden, woraus sich ein zu kleiner oder verzerrter Eindruck ergeben kann, der folglich eine erhöhte Härte suggeriert. Durch wechselndes Auftreffen der Vickerspyramide auf die Füllkörper, in die weiche Matrix oder auf die Grenzen beider kann es zu beachtlicher Streuung der Werte kommen. Diese Fehlerquelle wurde in dieser Studie versucht zu vermeiden, indem an einem Prüfkörper pro Versuchsreihe mehrere Messungen durchgeführt wurden. Ein Vorteil der Vickershärteprüfung ist im Vergleich zur Härteprü-

fung nach Brinell der Vorteil des gleichbleibenden Öffnungswinkels, der die Spannungsverteilung und die sich daraus ergebenden Eindrücke trotz verschiedener Eindringtiefen einander geometrisch ähneln lässt [31]. Optische Methoden, wie zum Beispiel die Infrarotspektroskopie, bei der die Doppelbindungen, die während der Polymerisation in Einfachbindungen umgewandelt wurden, gemessen werden [29], konnten keine Anwendung finden, da die Zusammensetzung der Komposite und der jeweilige Anteil der Einzelkomponenten bekannt sein muss. RelyX enthält zum Beispiel ein Dimethacrylat, welches keinen aromatischen Ring enthält und sich dadurch auch der Messung entzieht. Des Weiteren müssen die Initiatoren beachtet werden, die auch das Messergebnis verfälschen können. Aromatische und aliphatische Monomere werden von keinem universellen Verfahren zur Messung der Konversionsrate berücksichtigt [1].

6.2 ERGEBNISSE

6.2.1 EINFLUSS DER LICHTAKTIVIERUNG

Der Polymerisationsgrad von Kompositen ist multifaktoriell bestimmt. Als wichtige Faktoren sind jedoch die Lichtintensität und das Wellenlängenspektrum in Abhängigkeit von der Belichtungsdauer und dem jeweiligen Verfahren zu nennen [40-42]. In einigen anderen Studien konnte bereits bewiesen werden, dass die Polymerisationstiefe proportional zum Logarithmus der Lichtintensität und der Belichtungszeit steigt [24, 63, 71]. Daraus folgt, dass dickere Keramikschichtstärken sowie dunklere Keramikfarben durch eine Verlängerung der Belichtungsdauer kompensiert werden können. Bei dunkleren Keramiken verlängert sich die benötigte Belichtungszeit mit dickeren Schichtstärken viel schneller [137].

Nicht nur die Keramikschichtstärke, sondern auch der Abstand der Lichtquelle zur Kompositoberfläche hat einen Einfluss auf die Härte des Kunststoffes. Je größer der Abstand der Lampe zur Restauration ist, desto mehr nimmt die Härte ab [137]. Deshalb wurde in dieser Studie die Lichtquelle der Keramik direkt aufgesetzt, um den Abstand so gering wie möglich zu halten.

Die Betrachtung der Ergebnisse dieser Studie zeigt, dass die Wahl des Polymerisationsverfahrens (Lichtpolymerisation versus Dunkelhärtung) einen Einfluss auf den Grad der Polymerisation – indirekt gemessen als Durchhärtetiefe und Vickershärte an der Oberfläche des Kompo-

sits - hat. Die vorliegenden Ergebnisse zeigen, dass Lichtaktivierung einen signifikanten Einfluss auf die Durchhärtetiefe von dualhärtenden Kompositen hat. Ohne Belichtung ist keine ausreichende Polymerisation gewährleistet. Die 2 mm dicken Cerconscheiben erreichen in vorliegender Studie bei Dunkelpolymerisation nicht die nach DIN ISO 4049 geforderte minimale Durchhärtetiefe von 2 mm [5, 67]. Trotzdem ist die Verwendung von dualhärtenden Kompositen bei dickeren Keramikschichtstärken empfehlenswert, da eine „Grundaushärtung“ auch ohne Lichtzufuhr gegeben ist und durch Belichtung zusätzlich gesteigert werden kann. Auch konnte festgestellt werden, dass jede Lichtaktivierung (20 Sekunden) die Vickershärte im Vergleich zur reinen Dunkelhärtung (360 Sekunden) signifikant erhöht (siehe Abbildung 23).

6.2.2 EINFLUSS DER KERAMIKART UND KERAMIKSTÄRKE

Eine weitere Frage, die es in der vorliegenden Arbeit zu beantworten galt, bezog sich darauf, inwieweit Keramikart und Keramikstärke maßgeblichen Einfluss auf die Polymerisation von Kompositen haben, wie von einigen Autoren beschrieben wird [18, 125, 131, 137].

Mit zunehmender Schichtstärke der Keramik nimmt die Durchhärtetiefe des darunterliegenden Komposites ab [125], da weniger Licht das Komposit erreicht und so die lichtabhängige Polymerisation nur bedingt stattfindet [125]. Es wurde von Yearn [137] festgestellt, dass die Härte des Kunststoffes bereits dadurch abnimmt, dass sich die Lichtquelle von der Kompositoberfläche entfernt. Im Ergebnis besteht demnach der ganz allgemeine Zusammenhang, dass die Beleuchtung von Keramik zu einer Abnahme der Lichtintensität führt und dies wiederum eine Reduktion der Durchhärtetiefe nach sich ziehen kann. Auch in dieser Studie wurde die Bestrahlungsstärke mit 1,0 mm und 2,0 mm Keramikscheiben mittels Spektralradiometer gemessen. Die Ergebnisse sind in Abbildung 20 dargestellt. Es zeigte sich ein beachtlicher Verlust der Lichtleistung sowohl der Empress2-Scheiben, als auch der Cercon-Scheiben. Die Relevanz der von Strang et. al.[125] geforderten längeren Bestrahlungszeit bei Durchleuchten von Keramik wird hier ersichtlich.

Der für die Aushärtung entscheidende Faktor ist die Transmission durch keramisches Material, d. h. die Menge an Licht, die das Komposit inklusive Streustrahlung erreicht. Brodbelt et al. ermittelten 1980 die Transmission von keramischen Massen mit Hilfe einer Ulbrichtkugel. Die Messungen erfolgten bei Probeschichtstärken von 0,8 mm, 1,0 mm und 1,4 mm. Die

Transmission wurde bei Wellenlängen von 700 nm und 400 nm aufgezeichnet. Nach Brodbelt et al. ist die Transmission von Licht durch Dentalkeramiken abhängig von deren Schichtstärke [18]. Rueggeberg und Craig haben die Transmission von Kompositen verschiedener Schichtstärken gemessen und kamen zu dem Ergebnis, dass bei 1,5 mm die Transmission noch 22 % beträgt, bei 4,0 mm Schichtstärke jedoch nur noch 2,5 % [115].

Nach Warren [131] nimmt mit zunehmender Schichtstärke der Keramik die Vickers-Härte des darunter liegenden Komposites ab. Die Begründung dieses Vorgangs sehen Blackman et al. darin, dass das Komposit von weniger Licht erreicht wird und deshalb die lichtabhängige Polymerisation nur bedingt stattfinden kann [14]. Blackman zeigte auch, dass unter Keramiken mit einer Schichtstärke von 4,0 mm auch bei einer Erhöhung der Belichtungszeit auf 120 Sekunden keine vollständige Aushärtung erzielt wird [14]. Ernst et al. zeigten, dass die gemessenen Oberflächenhärten der Befestigungskomposite unter den verwendeten Restaurationen mit zunehmender Schichtstärke ab einer Dicke von 3 mm signifikant abnahmen [43]. Hickel und Rasetto fanden zwischen der Härte des Befestigungsmaterials und der Keramikschichtstärke eine lineare Abhängigkeit bezüglich der Lichtabsorption [59, 109].

Hinsichtlich der Keramikschichtstärken von 1 mm und 2 mm lässt sich sagen, dass in vorliegender Studie bei einer Zunahme der Schichtstärke der Keramik eine Abnahme der Vickershärte des Befestigungskomposites zu verzeichnen ist. Ursächlich hierfür ist, dass weniger Polymerisationslicht das Komposit erreicht und so die lichtabhängige Polymerisation nur bedingt stattfinden kann. Auch Zusammensetzung der Keramik spielt hierbei eine entscheidende Rolle und beeinflusst den Polymerisationsgrad entscheidend, da es bei Zunahme der Keramikschichtstärke zu einer gesteigerten Lichtabsorption und einer Verminderung der Transluzenz und somit auch zu einer Erhöhung der Opazität kommt, was letztlich zu einer Abnahme der Härte der Komposite führt.

Cardash et al. kamen zu dem Schluss, dass ab 2 mm Keramikschichtstärke die Farbe der Keramik einen wesentlichen Einfluss auf die Menge des absorbierten Licht hat [22]. In diesem Versuch wurde eine helle Farbe (A3) gewählt. Möglicherweise wären die Unterschiede der Keramiken bei einer dunkleren Farbe bereits bei geringeren Schichtstärken auffällig geworden [22].

In der vorliegenden Studie standen die Keramikarten Empress2 (leuzitverstärkte Keramik) und Cercon (Zirkonoxidkeramik) im Vergleich. Hierbei konnte festgestellt werden, dass bei reiner Dunkelhärtung unter Verwendung von RelyX Unicem ein signifikanter Unterschied

besteht. Die Empress2-Keramikscheiben erreichten höhere Werte als die Cerconprüfkörper in der Durchhärtetiefe. Bei gleichen Keramiksichtstärken ist die Durchhärtetiefe unter Cercon signifikant geringer. Eigentlich dürfte bei reiner Dunkelhärtung die Keramik keinen Einfluss auf die Durchhärtetiefe haben. Ein möglicher Grund für die unterschiedlichen Werte könnte in der Versuchsdurchführung zu sehen sein: Schon geringste Lichtmengen, die während des Applizierens des Kunststoffes auf die Keramik das Komposit durchdrungen haben, waren ausreichend um die Polymerisation signifikant zu beeinflussen. Dies wiederum lässt den Rückschluss zu, dass bei dem hier verwendeten dualhärtenden Komposit bereits geringe Lichtmengen ausreichen, um die Polymerisation signifikant zu verbessern.

Auch bei Lichtaktivierung spielt die Keramikart eine signifikante Rolle beim Bestimmen der Durchhärtetiefe. Hier zeigen sich bei der Empress2-Keramik höhere Werte, v. a. mit einer geringen Schichtstärke.

Den meisten Keramiken werden Opaker und Oxide zur Farbgebung beigegeben [56]. Durch die diffuse Lichtstreuung wird ein transluzentes Erscheinen gefördert, welches zur Verbesserung der Ästhetik führt, da sie ein natürlicheres Aussehen zu Folge hat [56]. Die Zusammensetzung der Keramik spielt bei der Frage, welche Lichtmenge an das Komposit gelangt eine entscheidende Rolle und beeinflusst somit auch die Härte des Komposites entscheidend.

Der Polymerisationsgrad des Komposites wird also stark von der Zusammensetzung und der Dicke der Keramik beeinflusst, da eine unterschiedliche Lichtmenge das Komposit erreicht. Dadurch lassen sich die in vorliegender Arbeit ermittelten schlechteren Vickers-Härtewerte von RelyX bei Polymerisation durch dickere Keramiksichten im Vergleich zu dünneren Keramiksichten erklären.

Heid hingegen fand heraus, dass die Durchhärtetiefe des Befestigungskomposits primär nicht von der Art der Keramik, sondern ihrer Dicke und Farbe abhängig ist [9, 59]. Zusammenfassend kann gesagt werden, dass sowohl Dicke, Farbe, Opazität und Schichtstärke der Keramik [24, 43, 59, 131] aber auch die Polymerisationsmethode [71] Einfluss auf die Polymerisation des darunterliegenden Komposites haben.

6.2.3 EINFLUSS DES BEFESTIGUNGSKOMPOSITS UND DER KOMPOSITSCHICHTSTÄRKE

Dualhärtende Komposite werden für die adhäsive Befestigung von indirekten restaurativen Materialien verwendet. Besonders bei vollkeramischen Restaurationen auf der Basis von glaskeramischen Werkstoffen wird die adhäsive Befestigung mit Kompositen empfohlen. Auf Grund der Opazität dieser Materialien ist allerdings die Menge des Lichts, die effektiv auf das Komposit trifft, stark reduziert. Aus diesem Grund enthalten die meisten Befestigungscomposits auch Initiatoren für die Selbsthärtung [32]. Der Grund für die Verwendung von dualhärtenden Feinhybridkompositen liegt in der starken Abnahme der Konversion von rein lighthärtenden Kompositen bei Bestrahlung durch Keramik mit zunehmender Substanzdicke [59, 71, 131]. Deshalb ist es auch von erheblicher Relevanz, die Lichtintensität nicht nur an der Oberfläche des ausgehärteten Komposits zu testen, sondern auch in verschiedenen Komposit-schichten [116, 123, 124].

Ilie et al. [64]. analysierten die Auswirkung verschiedener Keramiktypen, Schichtstärken und Lichtdurchlässigkeiten auf die Aushärtung eines rein lighthärtenden Composites und kamen zu dem Ergebnis, dass bei der transluzenten Keramik sich das Komposit bis zu einer Keramikschichtstärke von 3 mm vollständig aushärten lässt, während bei der opakeren Keramik bei einer Schichtstärke von 2 mm bereits ein Härteabfall zu verzeichnen ist. In diesem Fall sind dualhärtende Befestigungscomposites vorzuziehen. Auch Mills et. al. bestätigten in einer Studie mit LED-Geräten einen Härteabfall mit zunehmender Komposit-schichtstärke [92]. Die Ergebnisse dieser Studie zeigten auch eine Abnahme der Härte mit zunehmender Komposit-schichtdicke, im unabhängigen Vergleich hat die Schichtstärke einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Vickershärte.

Jedes Komposit ist durch die rasche Abnahme der Lichtintensität bei zunehmender Dicke gekennzeichnet [84]. Unabhängig von der Leistung des Polymerisationsgerätes ist bei der Lichtpolymerisation eigentlich nur die Strahlungsenergie entscheidend, die auf das Kompositmaterial übertragen wird [84]. Diese ergibt sich aus der Intensität multipliziert mit der Bestrahlungsdauer. Größere Strahlungsenergien resultieren in besseren Durchhärtetiefen, was aber zu größeren Polymerisationsschrumpfungen führt [56].

Die mechanischen Eigenschaften des Befestigungskomposits werden durch die Zusammensetzung der Matrix, dem Füllertyp, dem Füllergehalt und dem Polymerisationsverfahren be-

einflusst [4, 62, 102]. Ebenso beeinflussen Art und Größe der Füllkörper die Transluzenz der Komposite und haben einen Einfluss auf die Durchdringtiefe und Streuung des Lichtes, da kleine Füller mehr Licht streuen als große. Dies erklärt die meist geringeren Werte bei RelyX Unicem (7,5 μm Korngröße) in tieferen Schichten [1].

Auch bei Autopolymerisation zeigt sich eine Abnahme der Härte mit zunehmender Komposit-schichtdicke. Leider geben die Hersteller nicht an, welche Initiatoren und Katalysatoren sie genau in ihr Produkt geben, deswegen ist es schwer, eine Aussage über den Einfluss des Komposits bzw. der Kompositschichtstärke zu treffen. Dennoch lässt sich sagen, dass dualhärtende Komposite aus einer rein lichthärtenden Komponente wie auch aus einem chemisch härtenden System bestehen und dadurch zwei Initiatorsysteme besitzen [36]. Die Polymerisation schreitet also solange fort, bis die Reaktion durch den Zerfall des Initiators oder durch die entstehende Gelbildung limitiert wird [57]. Ab dem Gelzeitpunkt findet kaum noch eine Bewegung der Moleküle statt, d. h. dualhärtende Komposite sind ab diesem Zeitpunkt auf die lichthärtende Komponente angewiesen um eine adäquate Aushärtung zu erreichen [73]. Andererseits könnte es sein, dass das durch die Fotopolymerisation entstandene Netzwerk die chemische Nachhärtung behindert. Es besteht zudem die Möglichkeit, dass durch eine zu frühe Lichthärtung die chemische Reaktion nicht ausreichend Zeit hat, ein „eigenes“ dichtes Netzwerk zu bilden, so dass Teile des chemischen Initiatorsystems verbleiben. Umgekehrt kann es sein, dass bei unzureichender Belichtung Reste des lichthärtenden Initiatorsystems verbleiben. Verbleibende Initiatorsysteme, egal ob es sich um chemisch- oder lichthärtende Systeme handelt, bilden Störstellen im entstehenden Netzwerk und verringern so die Qualität des Komposits. Es resultieren Schwächen im Netzwerk und begünstigen somit die Gefahr von Allergien [50]. Es wäre denkbar, dass dualhärtende Komposite, durch die beim Mischvorgang entstehende Lufteinschlüsse und die dadurch bedingte Sauerstoffinhibition, weniger aushärten als die rein lichthärtende Komponente des Komposits [56].

6.3 SCHLUSSFOLGERUNG

Ziel dieser Studie war es den Einfluss verschiedener Keramiken in unterschiedlichen Schichtstärken auf die Polymerisation eines Befestigungskomposits zu untersuchen, wobei genauer darauf eingegangen wurde, welchen Einfluss unterschiedliche Keramiken haben, welche Rolle die Lichtaktivierung des Befestigungssystem spielt und welche Unterschiede sich bei verschiedenen Keramik bzw. Kunststoffdicken ergeben.

Die wichtigsten Ergebnisse der Untersuchung sind im Einzelnen:

1. Die Art der Keramikrestauration hat einen maßgeblichen Einfluss auf die Durchhärtetiefe/Lichtaktivierung. Da Cercon weniger transluzent ist als Empress2, nehmen die Werte ab.
2. Die Lichtaktivierung erhöht die Durchhärtetiefe/Vickershärte bei beiden Keramiken und Keramikschichtstärken. Obwohl Licht bei rein dunkelhärtenden Proben keine Rolle spielen sollte, beeinflusst in dieser Studie jeder Lichtkontakt, auch bei den rein chemisch härtenden Proben, die Härte. Selbst das Licht während des Zurücktrimmens der Proben vor der Vickershärtebestimmung scheint auszureichen.
3. Die Dicke der Keramikrestauration beeinflusst die Polymerisation signifikant. Mit Zunahme der Keramikdicke verringern sich die Werte für die Durchhärtetiefe/Vickershärte tendenziell.

7 ZUSAMMENFASSUNG

Ziel dieser Studie war es, den Einfluss auf die Polymerisation eines dualhärtenden selbstadhäsiven Kompositbefestigungswerkstoffes (RelyX) durch verschiedene Keramiken in verschiedenen Schichtstärken zu untersuchen, um Aussagen über die Eignung dualhärtender Komposite unter verschiedenen klinischen Situationen treffen zu können.

Methode: 80 Keramikscheiben (40 Empress2, 40 Cercon), Farbe A3, 4 mm Durchmesser, 1 mm und 2 mm Höhe wurden in eine Edelstahlform eingespannt und mit einem Kompositbefestigungswerkstoff (RelyX) überschichtet. Die Hälfte der Keramikproben wurde der reinen Dunkelhärtung für 360 Sekunden ausgesetzt, die andere Hälfte wurde mit Licht polymerisiert. Die Lichthärtung durch die Keramik erfolgte in direktem Kontakt zum Lichtaustrittsfenster der Lampe (Bluephase 16i, HIP-Modus) für 20 Sekunden. Die Durchhärtetiefe (DHT) unter den Keramikscheiben wurde gemäß ISO 4049:2000 bestimmt. In einer Kompositschichttiefe von 0,5 und 1 mm wurde die Vickershärte (HV) mit einem Universalhärteprüfgerät ermittelt.

Statistische Auswertung: Die Mediane und die 25 %- und 75 %-Quartile wurden für jede Prüfungsgruppe (n = 10) ermittelt und anschließend mittels Mann-Whitney-U-Test mit $p \leq \alpha = 0,05$ verglichen. Der Einfluss der Variablen wurde mittels Error-Rates-Methode geprüft

Ergebnisse: Die Keramikdicke, die Lichtaktivierung und die Keramikart haben unabhängig von allen anderen Parametern einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Durchhärtetiefe ($k = 4$; $p < 0,012$). Die Ergebnisse zeigen auch einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Vickershärte ($k = 8$; $p < 0,006$) der Keramikdicke, Keramikart, Lichtaktivierung und Kompositschichtdicke unabhängig von allen Parametern auf.

Insgesamt zeigten alle Proben mit Ausnahme der Gruppe Cercon 2,0 mm ohne Lichtaktivierung die nach Iso 4049 geforderte Mindestdurchhärtetiefe von 2,0 mm. Die Lichtaktivierung führte zu einer signifikanten Steigerung der Durchhärtetiefe. Obwohl bei reiner Dunkelhärtung Licht keine Rolle spielen sollte, zeigte sich, dass auch geringe Lichtmengen, die beim Zurücktrimmen der Proben das Komposit erreichten, genügten, um die Polymerisation signifikant zu beeinflussen. RelyX eignet sich somit auch zur Befestigung von dunklen, opaken und tiefen Keramikrestorationen, auch im Molarenbereich mit eingeschränktem Zugang, da bereits geringe Lichtmengen ausreichen, um die Polymerisation signifikant zu erhöhen. Insbesondere in kritischen Situationen (dicke Keramikschicht, dicke Kompositschicht und erhöhte

Distanz zwischen Lichtaustrittsfenster und Restauration) kann die Verwendung des dualhärtenden Komposit zu Steigerung der Qualität der Polymerisation führen.

8 TABELLARISCHER ANHANG

8.1 ERGEBNISTABELLEN

8.1.1 DURCHHÄRTETIEFE

	Licht- aktivierung	Dicke der Keramik	Keramik	Durchhärtetiefe [mm] Perzentile		
				50	25	75
RelyX Uni- cem	0 (nein)	1,0 mm	Empress2	3.33	2.74	3.84
			Cercon	2.51	2.11	2.71
		2,0 mm	Empress2	2.92	2.70	3.16
			Cercon	1.57	1.30	2.17
	1 (ja)	1,0 mm	Empress2	4.87	4.32	4.90
			Cercon	3.85	3.65	4.54
		2,0 mm	Empress2	3.72	3.48	3.85
			Cercon	3.78	2.74	4.95

Tabelle 2: Durchhärtetiefe in mm für Lichtaktivierung (1=ja / 0= nein), Keramikdicke in 1,0 mm oder 2,0 mm für die Keramikarten Empress2 und Cercon

8.1.2 VICKERSHÄRTE

	Licht- aktivierung	Dicke der Keramik	Komposit- schichtdicke	Keramik	Vickershärte Perzentile		
					50	25	75
RelyX Unicem	0 (nein)	1,0 mm	0,5 mm	Empress2	37.96	20.71	49.85
				Cercon	37.08	34.27	37.08
			1,0 mm	Empress2	31.88	21.67	47.21
				Cercon	23.17	22.94	23.50
		2,0 mm	0,5 mm	Empress2	32.12	25.51	39.40
				Cercon	26.91	25.24	29.46
			1,0 mm	Empress2	25.22	21.77	25.38
				Cercon	27.10	23.20	28.82
	1 (ja)	1,0 mm	0,5 mm	Empress2	39.82	39.13	40.45
				Cercon	49.56	46.00	53.69
			1,0 mm	Empress2	39.41	39.36	40.72
				Cercon	44.29	41.43	48.17
		2,0 mm	0,5 mm	Empress2	38.71	38.03	47.90
				Cercon	47.61	44.72	49.70
			1,0 mm	Empress2	40.87	38.17	47.84
				Cercon	41.41	39.77	45.09

Tabelle 3: Vickershärte für Lichtaktivierung (1=ja / 0= nein), die Keramikdicken 1,0 mm und 2,0 mm, in den Kompositschichtdicken 0,5 mm und 1,0 mm, für die Keramikarten Empress2 und Cercon

8.2 SIGNIFIKANZTABELLEN

8.2.1 KERAMIKEN GEGENEINANDER

	Lichtaktivierung	Dicke der Keramik	Komposit-schichtdicke	Keramikart Empress2 vs. Cercon	
				Vickershärte	Durchhärtetiefe
RelyX Unicem	0 (nein)	1,0 mm	0,5 mm	n. s.	0.005
			1,0 mm	n. s.	
		2,0 mm	0,5 mm	n. s.	0.000
			1,0 mm	0.035	
	1 (ja)	1,0 mm	0,5 mm	0.000	0.009
			1,0 mm	0.023	
		2,0 mm	0,5 mm	n. s.	n. s.
			1,0 mm	n. s.	

Tabelle 4: Vergleich der Keramikarten, mit/ohne Lichtaktivierung (0 = keine Lichtaktivierung; 1 = Lichtaktivierung), Kompositdicken (1,0 mm, 0,5 mm), Vickershärte, Durchhärtetiefe, n.s. = nicht signifikant

8.2.2 KERAMIKDICKEN GEGENEINANDER

	Lichtaktivierung	Keramikart	Komposit-schichtdicke	Keramikdicke 1 mm vs. 2 mm	
				Vickershärte	Durchhärtetiefe
RelyX Unicem	0 (nein)	Empress2	0,5 mm	n. s.	n. s.
			1,0 mm	n. s.	
		Cercon	0,5 mm	0.009	0.023
			1,0 mm	0.029	
	1 (ja)	Empress2	0,5 mm	n. s.	0.000
			1,0 mm	n. s.	
		Cercon	0,5 mm	n. s.	n. s.
			1,0 mm	n. s.	

Tabelle 5: Vergleich der Keramikarten Empress2 und Cercon mit/ohne Lichtaktivierung (0 = keine Lichtaktivierung, 1 = Lichtaktivierung), Kompositdicken (1,0 mm, 0,5 mm) und den Keramikdicken (1,0 mm, 2,0 mm)

8.2.3 LICHTHÄRTUNG VS. KEINE LICHTAKTIVIERUNG

	Keramikart	Keramikdicke	Kompositschichtdicke	Lichtaktivierung Keine vs. Bluephase 16i (20 s, HIP-Modus)	
				Vickershärte	Durchhärtetiefe
RelyX Unicem	Empress2	1,0 mm	0,5 mm	n. s.	0.000
			1,0 mm	n. s.	
		2,0 mm	0,5 mm	0.043	0.000
			1,0 mm	0.000	
	Cercon	1,0 mm	0,5 mm	0.000	0.000
			1,0 mm	0.000	
		2,0 mm	0,5 mm	0.000	0.000
			1,0 mm	0.000	

Tabelle 6: Vergleich der Lichtaktivierung (Bluephase 16i; 20 Sekunden) und Dunkelhärtung (360 Sekunden) in Abhängigkeit von Keramikart (Empress2, Cercon), Keramikdicke (1,0 mm, 2,0 mm) und Kompositdicke (1,0 mm, 0,5 mm)

8.2.4 KOMPOSITDICKEN GEGENEINANDER (ABHÄNGIG – WILCOXON)

	Lichtaktivierung	Keramikart	Keramikdicke	Kompositschichtdicke 0,5 mm vs. 1,0 mm
				Vickershärte
RelyX Unicem	0 (nein)	Empress2	1,0 mm	n. s.
			2,0 mm	0.009
		Cercon	1,0 mm	0.005
			2,0 mm	n. s.
	1 (ja)	Empress2	1,0 mm	n. s.
			2,0 mm	n. s.
		Cercon	1,0 mm	0.005
			2,0 mm	0.022

Tabelle 7: Vergleich der Kompositschichtdicken (0,5 mm, 1,0 mm) abhängig, mit/ohne Lichtaktivierung (0 = keine Lichtaktivierung; 1 = Lichtaktivierung), Keramikart (Empress2, Cercon) mit verschiedenen Keramikdicken (1,0 mm, 2,0 mm)

9 MATERIALLISTE

- M1** IPS-EmpressII, Layering technique, Farbe A300, Fa. Ivoclar-Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein, LOT F60710
- M2** Cercon: DeguDent GmbH, Hanau, Deutschland
- Cercon base coloured: LOT 20023697
 - Dentin Cercon Ceram Kiss DA 3,5 LOT 40276
 - Schneide Cercon Ceram Kiss S3 LOT 24915)
- M3** IPS Keramikätzgel, Fa. Ivoclar-Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein, LOT G13424
- M4** Monobond S, Syntac Adhesive System, Fa. Ivoclar-Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein, LOT 08933
- M5** RelyX Unicem, Fa. 3M Espe, Seefeld, Deutschland, LOT 262823
- M6** Bluephase 16i, Fa. Ivoclar-Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein, Ser.Nr. 1537424
- M7** Frasaco Universalstreifen, Fa. Franz Sachs & Co, Tett nang, Deutschland
- M8** Digitales Mikrometer, 293-101, Fa. Mitutoyo, Tokio, Japan
- M9** EPO THIN, Fa. Bühler, Lake Bluff, IL., USA
- M10** Carbimet (Nassschleifpapier Körnungen 240/600/1000), Fa. Bühler UK LTD., Coventry England
- M11** Motopol, Fa. Bühler UK LTD., Coventry England, Ser. Nr. 433MH328
- M12** HU - Messkopf, Fa. Zwick, Ulm, Germany
- M13** Universal Härteprüfgerät, 14040, Fa. Zwick, Ulm, Germany, Ser. Nr. 123418/99
- M14** SPSS/PC-Software, Version 18, SPSS, Chichago, IL., USA

10 LITERATURVERZEICHNIS

- [1]3M ESPE. Technisches Produktprofil RelyX. 2004.
- [2]Abo-Hammar S.E., Federlin M., Hiller K.-A., Friedl K.-H., Schmalz G. Effect of temporary cements on the bond strength of ceramic luted to dentin. *Dent Mater* 21: 794-803, 2005.
- [3]Asmussen E., Peutzfeld A. Light-emitting diode curing: Influence on selected properties of resin composites. *Quintessence Int* 34: 71-5, 2003.
- [4]Asmussen E., Peutzfeld A. Polymer structure of a light-cured resin composite in relation to distance from the surface. *Eur J Oral Sci* 111: 277-9, 2003.
- [5]Barghi N., Berry T., Hatton C. Evaluating intensity output of curing lights in private dental offices. *J Am Dent Assoc* 125: 992-6, 1994.
- [6]Bärwald R., Sonntag D., Kook K., Stachniss V. In-vitro-Untersuchung zum Vergleich von Polymerisationsverfahren anhand von Härteprofilen. *DZZ* 61: 456-65, 2006.
- [7]Bassiouny MA., Grant AA.. A visible light-cured composite restorative. Clinical open assessment. *Br Dent J* 145: 327-30, 1978.
- [8]Bausch JR., de LK, Davidson CL., Peters A., de Gee AJ. Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. *J Prosthet Dent* 48: 59-67, 1982.
- [9]Becker JS., Breuer U., Westheide J., Saprykin AI., Holzbrecher H., Nickel H., Dietze HJ. Trace and surface analysis of ceramic layers of solid oxide fuel cells by mass spectrometry. *Anal Bioanal Chem* 355: 626-32, 1996.
- [10]Behr M., Rosentritt M., Regnet T., Lang R., Handel G. Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried systems. *Dent Mater* 20: 191-7, 2004.
- [11]Benett A.W., Watts D.C. Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation time. *Dent Mater* 20: 72-9, 2004.
- [12]Besek M., Mörmann W.H., Persi C., Lutz F. Die Aushärtung von Komposit unter Cerec-Inlays. *Schweiz Monatsschrift Zahnmed* 105: 1123-8, 1995.
- [13]Birdsell DC., Bannon PJ., Webb RB. Harmful effects of near-ultraviolet radiation used for polymerization of a sealant and a composite resin. *J Am Dent Assoc* 94: 311-4, 1977.
- [14]Blackman R., Barghi N., Duke E. The influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cements. *J Prosthet Dent* 63: 295-300, 1990.

- [15]Bouschlicher M.R., Rueggeberg F.A., Wilson B.M. Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. *Oper Dent* 29: 698-704, 2004.
- [16]Bowen R.L. Dental composites / glass ionomers: the materials. *Adv Dent Res* 6: 44-9, 1992.
- [17]Breeding L.C., Dixon D.L., Caughman W.F. The curing potential of light-activated composite resin luting agents. *J Prosthet Dent* 65: 512-8, 1991.
- [18]Brodbeck RH., O'Brien WJ., Fan PL. Translucency of dental porcelains. *J Dent Res* 59: 70-5, 1980.
- [19]Burtcher P. RV. Efficiency of LED lights in comparison to halogen lamps. *J Dent Res* 81. 2002.
- [20]Busemann I., Lipke C., Schattenberg A., Willershausen B., Ernst CP. Shortest exposure time possible with LED curing lights. *Am J Dent* 24: 37-44, 2011.
- [21]Caldas DB., de Almeida JB., Correr-Sobrinho L., Sinhoreti MA., Consani S. Influence of curing tip distance on resin composite Knoop hardness number, using three different light curing units. *Oper Dent* 28: 315-20, 2003.
- [22]Cardash H.S., Baharav H., Pilo R., Ben-Amar A. The effect of porcelain colour on the hardness of luting composite resin cement. *J Prosthet Dent* 69: 620-3, 1993.
- [23]Caughman WF., Chan DC., Rueggeberg FA. Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J Prosthet Dent* 85: 479-84, 2001.
- [24]Chan K.C., Boyer D.B. Curing light-activated composite cement through porcelain. *J Dent Res* 3: 476-80, 1989.
- [25]Chen HY., Manhart J., Kunzelmann KH., Hickel R. Polymerization contraction stress in light-cured compomer restorative materials. *Dent Mater* 19: 597-602, 2003.
- [26]Christensen RP., Ploeger BJ. A clinical comparison of zirconia, metal and alumina fixed-prosthesis frameworks veneered with layered or pressed ceramic: a three-year report. *J Am Dent Assoc* 141: 1317-29, 2010.
- [27]Danesh G., Davids H., Kaup M., Dammaschke T., Reinhardt K.-J., Ott K. Werkstoffeigenschaften verschiedener Komposite nach Plasma- und Halogenlichtpolymerisation. *Dtsch Zahnärztl Z* 56: 161-5, 2001.
- [28]de LC., Bausch JR., Davidson CL. The curing pattern of photo-initiated dental composites. *J Oral Rehabil* 7: 369-77, 1980.
- [29]DeWald J.P., Ferracane J.L. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *J Dent Res* 66: 727-30, 1987.
- [30]DIN Deutsches Institut für Normung. DIN Taschenbuch 267 Zahnheilkunde Werkstoffe. 1.Auflage. Berlin: Beuth Verlag, 1997.

- [31]Domke W. Werkstoffkunde und Werkstoffprüfung. 10. Auflage Berlin: Cornlesen Verlag, 1986.
- [32]Dr.Thomas Völkel. Wissenschaftliche Dokumentation bluephase® Familie. 2009.
- [33]Ducksworth J., Huget E., Swords R., Turner E.W. Effects of curing on a flowable resin composite. J Dent Res 80. 2001.
- [34]Dulik D.M. Evaluation of Commercial and Newly-synthesized Amine Accelerators for Dental Composites. J Dent Res 58: 1308-16, 1979.
- [35]Dunn WJ., Bush AC. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. J Am Dent Assoc 133: 335-41, 2002.
- [36]Eichner K. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. 6.Auflage. Heidelberg: Dr. Alfred Hüthig Verlag, 1996.
- [37]el-Mowafy OM, Brown JW, McComb D. Radiopacity of direct ceramic inlay restoratives. J Dent 19: 366-8, 1991.
- [38]Ergle J.W., Rueggeberg F.A. Composite depths of cure using a variety of curing sources. J Dent Res 79. 2000.
- [39]Ernst C.-P., Schauer F., Willershausen B. Leistungsvergleich von Lichtpolymerisationsgeräten (II)-Dauerbelastungstest und Emissionsspektrenanalyse von netzbetriebenen Lichtpolymerisationsgeräten. Acta Med Dent Helv 1: 64-9, 1996.
- [40]Ernst C.-P., Schauer F., Willershausen B., Hickel R. Leistungsvergleich von Lichtpolymerisationsgeräten (I)-Vergleich anhand von Kompositpolymerisationstiefen. Acta Med Dent Helv 1: 58-63, 1996.
- [41]Ernst C.P. Licht ins Dunkel der Lichtpolymerisation - State of the Art der Lichtpolymerisationstechniken Teil I. ZWR 5: 239-48, 2002.
- [42]Ernst C.P. Licht ins Dunkel der Lichtpolymerisation - State of the Art der Lichtpolymerisationstechniken, Teil II. ZWR 309-18, 2002.
- [43]Ernst C.P., Ermer S., Stender E., Willershausen B. Härtemessungen an einem lichthärtenden Befestigungskomponente. Dtsch Zahnärztl Z 53: 522-7, 1998.
- [44]Ernst C.P., Heimeier I., Stender E., Willershausen B. Härtemessung zur Ermittlung der maximalen Kompositeschichtstärke von Klasse II - Füllungen bei Polymerisation von okklusal. Dtsch Zahnärztl Z 55: 139-44, 2000.
- [45]Ernst C.P., Meyer G.R., Müller J., Stender E., Ahlers M.O., Willershausen B. Depth of cure of LED vs QTH light-curing devices at a distance of 7mm. J Adhes Dent 6: 141-50, 2004.
- [46]Ernst C.P., Scheiblich M., Willershausen B. Depth of cure of a new blue LED curing device. J Dent Res 80. 2001.

- [47]Fan P.L., Schumacher R.M., Azzolin K., Geary R., Eichmiller F.C. Curing-light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards. *J Am Dent Assoc* 133: 429-34, 2002.
- [48]Federlin M., Krifka S., Herpich M., Hiller KA., Schmalz G. Partial ceramic crowns: influence of ceramic thickness, preparation design and luting material on fracture resistance and marginal integrity in vitro. *Oper Dent* 32: 251-60, 2007.
- [49]Giachetti L., Scaminaci RD., Bambi C., Grandini R. A review of polymerization shrinkage stress: current techniques for posterior direct resin restorations. *J Contemp Dent Pract* 7: 79-88, 2006.
- [50]Schmalz G., Arenholt-Bindslev D. Biokompatibilität zahnärztlicher Werkstoffe. Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH; 2004.
- [51]Hahn R., Löst C. Konventionelle Dentalporzellane versus bruchzähe Hochleistungskeramiken. *Dtsch Zahnarztl Z* 47: 659-64, 1992.
- [52]Hansen EK., Asmussen E. Visible light-curing units: Correlation between depth of cure and distance between exit window and resin surface. *Acta Odontol Scand* 55: 162-6, 1997.
- [53]Hasegawa E.A., Boyer D.B., Chan D.C.N. Hardening of dual-cured cements under composit resin inlays. *J Prosthet Dent* 66: 187-92, 1991.
- [54]Hasenberger C. Einfluss verschiedener Keramiken in verschiedenen Schichtstärken auf die Polymerisation eines selbstadhäsiven Befestigungskomposits. Eine in vitro Studie. Universität Regensburg. 2011.
- [55]Hausner H. Oxidkeramik. In: Scholze H., ed. *Keramik, Teil 2 Keramische Werkstoffe*. Berlin: Springer, p. 166-202, 1983.
- [56]Kappert HF., Eichner K. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Bd. 2: Werkstoffe unter klinischen Aspekten*. 2008.
- [57]Hellwig E. KJA. Einführung in die Zahnerhaltung. Urban und Fischer- Verlag, 1999.
- [58]Hermann S., Schüller K.H. *Keramik*. 7 ed. Berlin Heidelberg: Springer, p. 691-718, 2006.
- [59]Hickel R., Heid M., Kunzelmann K.-H., Petschelt A. Durchhärtetiefe von lichthärtenden Kompositen unter Keramik. *Dtsch Zahnarztl Z* 47: 182-5, 1992.
- [60]Hickel R., Kunzelmann K.-H. *Keramikinlays und Veneers*. Carl Hanser Verlag München/Wien, 1997.
- [61]Hofmann N., Papsthart G., Hugo B., Klaiber B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehabilitation* 28: 1022-8, 2001.

- [62]Hofmann N., Hogo B., Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetic, temperature rise, and hardness. *Eur J Oral Sci* 110: 471-9, 2002.
- [63]Hofmann N., Hugo B., Schubert K., Klaiber B. Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photoactivated resin composites. *Clin Oral Investig* 4: 140-7, 2000.
- [64]Ilie N., Kunzelmann K.-H., Hickel R. Werkstoffkundliche Untersuchungen zu Kompositen. *Dtsch Zahnarztl Z* 60: 321-34, 2005.
- [65]ISO-Standards. ISO 4049 Dentistry - polymer-based filling, restorative and luting materials, Geneva : International Organization for Standardization. 2000.
- [66]Jagla M. Vickers-Härteprüfung. 2009.
- [67]Janda R. Kleben und Klebetechniken. Teil 1: Allgemeine Prinzipien der Klebetechnik. *Dent Labor* 40: 409 ff, 1992.
- [68]Janda R., Roulet J.-F., Wulf M., Tiller H.-J. A new adhesive technology for all-ceramics. *Dent Mater* 19: 567-73, 2003.
- [69]Jandt K.D., Mills R.W., Blackwell G.B., Ashworth S.H. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent Mater* 16: 41-7, 2000.
- [70]Jung H., Friedl K.-H., Hiller K.-A., Haller A., Schmalz G. Curing efficiency of different polymerization methods through ceramic restorations. *Clin Oral Investig* 5: 156-61, 2001.
- [71]Jung H., Friedl KH., Hiller KA., Furch H., Bernhart S., Schmalz G. Polymerization efficiency of different photocuring units through ceramic discs. *Oper Dent* 31: 68-77, 2006.
- [72]Kamada K., Yoshida K., Atsuta M. Early bond strength and durability of bond between a ceramic material and chemically-cured or dual-cured resin luting agent. *Am J Dent* 14: 85-8, 2008.
- [73]Eichner K., Kappert H. F. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung 1. Grundlagen und ihre Verarbeitung. Thieme, Stuttgart: 2005.
- [74]Kleverlaan CJ., de Gee AJ. Curing efficiency and heat generation of various resin composites cured with high-intensity halogen lights. *Eur J Oral Sci* 112: 84-8, 2004.
- [75]Knezevic A., Tarle Z., Meniga A., Sutalo J., Pichler G., Ristic M. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composit resin samples with blue diodes. *J Oral Rehabil* 28: 586-91, 2001.
- [76]Koch A., Kroeger M., Hartung M., Manetsberger I., Hiller K.A., Schmalz G. Influence of ceramic translucency on curing efficacy of different light-curing units. *The journal of adhesive dentistry* 2007.

- [77]Komine F., Tomic M., Gerds T., Strub J.R. Influence of different adhesive cements on the fracture strength of aluminium oxide ceramic posterior crowns. *J Prosthet Dent* 92: 359-64, 2004.
- [78]Latta M.A., Stanislav C.M., Barkmeier W.W. Polymerization conversion of composite resins using different curing devices. *J Dent Res* 79. 2000.
- [79]Leloup G., Holvoet P.E., Bebelmann S., Devaux J. Ramen scattering determination of the depth of cure of light activated composites: influence of different clinically relevant parameters. *J Oral Rehabil* 29: 510-5, 2002.
- [80]Leonard DL., Charlton DG., Roberts HW., Cohen ME. Polymerization efficiency of LED curing lights. *J Esthet Restor Dent* 14: 286-95, 2002.
- [81]Leung R.L., Adishian S.R., Fan P.L. Postirradiation comparison of photoactivated composite resins. *J Prosthet Dent* 54: 645-9, 1985.
- [82]Lovell LG, Newman SM, Bowman CN. The effects of light intensity, temperature, and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylate dental resins. *J Dent Res* 78: 1469-76, 1999.
- [83]Luthy H, Loeffel O, Hammerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater* 22: 195-200, 2006.
- [84]Lutz F., Krejci I., Frischknecht A. Lichtpolymerisation- Grundlagen und Praxistips für die korrekte Anwendung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 102: 575-82, 1992.
- [85]Lutz F., Krejci I., Frischknecht A. Lichtpolymerisationsgeräte. Gerätentypen, Funktionsweise, Desinfektion und technischer Unterhalt. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 102: 565-72, 1992.
- [86]Magdalena Wey. Wissenschaftliche Dokumentation IPS Empress 2 Wiss. Dienst, F&E Ivoclar, Schaan, Liechtenstein. 1999.
- [87]Marais JT, Dannheimer MF, Germishuys PJ, Borman JW. Depth of cure of light-cured composite resin with light-curing units of different intensity. *J Dent Assoc S Afr* 52: 403-7, 1997.
- [88]Marx R. Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen -Verstärkung und Bruchzähigkeit. *Dtsch Zahnärztl Z* 48: 229-36, 1993.
- [89]Marxkors R., Meiners H. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. München; Wien: Carl Hanser Verlag, 1993.
- [90]Meniga A., Knezevic Z., Tarle Z., Sutalo J., Pichler G. Blue superbright LED`s as an alternative to soft-start halogen curing units. *J Dent Res* 77[685]. 1998.
- [91]Meyer G.R., Ernst C.P., Willershausen B. Decrease in power output in new light-emitting diode (LED) curing devices with increasing distance to filling surface. *J Adhes Dent* 4: 197-204, 2002.

- [92]Mills R.W., Uhl A., Blackwell G.B., Jandt K.D. High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomaterials* 23: 2955-63, 2002.
- [93]Mills RW., Jandt KD., Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode (LED) technology. *Br Dent J* 168: 388-91, 1999.
- [94]Neumann M.G., Miranda Jr.W.G., Schmitt C.C., Rueggeberg F.A., Correa I.C. Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *J Dent* 33: 525-32, 2005.
- [95]Nomoto R, McCabe JF, Hirano S. Effect of aperture size on irradiance of LED curing units. *Dent Mater* 20: 687-92, 2004.
- [96]Oberholzer T.G., Grobler S.R., Pameijer C.H., Hudson A.P.G. The effects of light intensity and method of exposure on the hardness of four light-cured dental restorative materials. *Int Dent J* 53: 211-5, 2003.
- [97]Ozyesil A.G., Usumez A., Gunduz B. The efficiency of different light sources to polymerize composite beneath a simulated ceramic restoration. *J Prosthet Dent* 91: 151-7, 2004.
- [98]Palacios RP, Johnson GH, Phillips KM, Raigrodski AJ. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *J Prosthet Dent* 96: 104-14, 2006.
- [99]Park Y.J., Chae K.H., Rawls H.R. Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. *Dent Mater* 15: 120-7, 1999.
- [100]Peumans M, De MJ, Van LK, Poitevin A, Lambrechts P, Van MB. Two-year clinical evaluation of a self-adhesive luting agent for ceramic inlays. *J Adhes Dent* 12: 151-61, 2010.
- [101]Peutzfeld A. Correlation between recordings obtained with a light-intensity tester and degree of conversion of a light-curing resin. *Scand J Dent Res* 102: 73-5, 1994.
- [102]Peutzfeldt A. Dual-cure resin cements : in vitro wear and effect of quantity of remaining double bonds, filler volume and light curing. *Acta Odontol Scand* 53: 29-34, 1995.
- [103]Peutzfeldt A., Sahafi A., Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater* 16: 330-6, 2000.
- [104]Pospiech P. All-ceramic crowns: bonding or cementing? *Clin Oral Investig* 6: 189-97, 2002.
- [105]Pospiech P. Keramik - Vollkeramik. 2004.
- [106]Pröbster L. Sind vollkeramische Brücken und Kronen wissenschaftlich anerkannt? Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK und DGZPW. *Dtsch Zahnärztl Z* 56: 575-6, 2001.

- [107]Prof.Dr.med.dent.Lothar Pröbster, Dr.med.dent.Martin Groten. Leitfaden für vollkeramische Restaurationen in der zahnärztlichen Praxis. Vita. 2005
- [108]Raigrodski AJ. Materials for all-ceramic restorations. J Esthet Restor Dent 18: 117-8, 2006.
- [109]Rasetto F.H., Driscoll C.F., Prestipino V., Masri R., von Fraunhofer J.A. Light transmission through all-ceramic dental materials:a pilot study. J Prosthet Dent 91: 441-6, 2004.
- [110]Rasetto F.H., Driscoll C.F., von Fraunhofer J.A. Effect of light source and time on the polymerization of resin cement through ceramic veneers. J Prosthet Dent 10: 133-9, 2001.
- [111]Roberts S.B., Puckett A.D., Inman C.C., Fitchie J.G. Comparison of a plasma-arc and conventional halogen light-curing units. J Dent Res 79. 2000.
- [112]Rose E.E., Lal J., Green R., Cornell J. Direkt resin filling materials: coefficient of thermal expansion and water sorption of polymethyl methacrylate. J Dent Res 34: 589-96, 1995.
- [113]Roulet JF, Herder S. [Ceramic as filling material for posterior tooth cavities]. Zahnärztl Mitt 79: 908-13, 1989.
- [114]Rueggeberg F.A., Caughman W.F., Curtis Jr.J.W. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composites. Oper Dent 19: 26-32, 1994.
- [115]Rueggeberg F.A., Craig R.G. Correlation of Parameters used to estimate Monomer Conversion in a light-cured Composite. J Dent Res 67: 932-7, 1988.
- [116]Rueggeberg FA., Ergle JW., Lockwood PE. Effect of photoinitiator level on properties of a light-cured and post-cure heated model resin system. Dent Mater 13: 360-4, 1997.
- [117]Sailer I., Philipp A., Zembic A., Pjetursson BE., Hammerle CH., Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. Clin Oral Implants Res 20 Suppl 4: 4-31, 2009.
- [118]Schmalz G., Federlin M., Geurtsen W. Sind Keramik-Inlays und -Veneers wissenschaftlich anerkannt? Dtsch Zahnärztl Z 49: 197-208, 1994.
- [119]Schmitz K. Eichner K.: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Vol. Bd.2. 5. Aufl., ed. Heidelberg: Hüthig , 1985.
- [120]Schug J, Pfeiffer J, Sener B, Mormann WH. Grinding precision and accuracy of the fit of Cerec-2 CAD/CIM inlays. Schweiz Monatsschr Zahnmed 105: 913-9, 1995.
- [121]Shortall A.C., Wilson H.J., Harrington E. Depth of cure of radiation activated composite restoratives - Influence of shade and opacity. J Oral Rehabil 22: 337-42, 1995.
- [122]Soh M.S., Yap A.U.J., Siow K.S. Comparative depth of cure among various curing light types and methods. Oper Dent 29: 9-15, 2004.

- [123]Stewardson DA, Shortall AC, Harrington E, Lumley PJ. Thermal changes and cure depths associated with a high intensity light activation unit. J Dent 32: 643-51, 2004.
- [124]Stoll R., Kook K., Kunzelmann K.H., Zöfel P., Stachniss V. Influence of a high-speed polymerization method on the marginal integrity of composite fillings in class-II-cavities. Clin Oral Investig 4: 42-9, 2000.
- [125]Strang R., McCrosson J., Muirhead GM., Richardson SA. The setting of visible-light-cured resins beneath etched porcelain veneers. Br Dent J 163: 149-51, 1987.
- [126]Thonemann B., Schmalz G., Hiller KA., Schweikl H. Responses of L929 mouse fibroblasts, primary and immortalized bovine dental papilla-derived cell lines to dental resin components. Dent Mater 18: 318-23, 2002.
- [127]Thormann J., Lutz F. Typenprüfung von Lichtpolymerisationsgeräten I: Prüfungsprotokoll. Schweiz Monatsschr Zahnmed 109: 1191-7, 1999.
- [128]Tsai P.C.L., Meyers I.A., Walsh L.J. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. Dent Mater 20: 364-9, 2004.
- [129]Uhl A., Mills RW., Jandt KD. Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. Biomaterials 24: 1809-20, 2003.
- [130]Uhl A., Sigusch BW, Jandt KD. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. Dent Mater 20: 80-7, 2004.
- [131]Warren K. An investigation into the microhardness of a light cured composite when cured through varying thickness of porcelain. J Oral Rehabil 17: 327-34, 1990.
- [132]Watts DC., Amer O., Combe EC. Characteristics of visible-light-activated composite systems. Br Dent J 156: 209-15, 1984.
- [133]Weber H., Geis-Gerstorfer J., Simonis A., Diehl J, Frank G. Complete and glass-ceramic crowns clinically considered. Zahnarztl Mitt 77: 2416-21, 1987.
- [134]Werner Hielscher, Arnold Hohmann . Lehrbuch der Zahntechnik. Vol. Bd.3. Auflage: 4., Berlin: Quintessenz, 2005.
- [135]Wiggins K.M., Hartung M., Althoff O., Wastian C., Mitra S.B. Curing performance of a new-generation light-emitting diode curing unit. Dent Assoc 135: 1471-9, 2004.
- [136]Witkowski S, Wohlwend A. [Preparation of full porcelain crowns. Firing on a fire-resistant die]. Dent Labor (Munch) 34: 1731-5, 1986.
- [137]Yearn JA. Factors affecting cure of visible light activated composites. Int Dent J 35: 218-25, 1985.

11 DANKSAGUNG

Mein besonderer Dank gilt Herrn Professor Dr. G. Schmalz für die freundliche Überlassung des Themas, für die Anleitung zu wissenschaftlichem Arbeiten sowie die Unterstützung während der Anfertigung der Dissertation.

Herrn Prof Dr. med. dent. K.-H. Friedl danke ich für die Einführung in die Methodik, die großzügige Unterstützung bei der Durchführung der Untersuchungen und seine wertvolle Betreuung.

An Herrn Dr. rer. nat. K.-A. Hiller geht mein Dank für die statistische Auswertung der Ergebnisse und die geduldige Beantwortung vieler Fragen.

Weiterhin danken möchte ich auch Frau Dr. med. dent. A. Koch, Frau Dr. med. dent. M. Kröger und Frau Dr. med. dent. S. Wiesbauer für die freundliche und engagierte Betreuung bei der Durchführung dieser Studie.

Danken möchte ich auch Herrn Dr. M. Hartung von der Firma Espe für das Emissionsspektrum der Bluephase 16i.

Bei meinem Ehemann bedanke ich mich für das Korrekturlesen und für seine Unterstützung bei der Formatierung dieses Manuskripts.

Besonders bedanken möchte ich mich noch bei meinen Eltern, die mir mein Studium ermöglichen und denen diese Arbeit gewidmet ist.